

Lehrstuhl für Tierzucht und Allgemeine Landwirtschaftslehre  
der Tierärztlichen Fakultät der Universität München:  
Univ.-Prof. Dr. Dr. Martin Förster  
Angefertigt unter der Leitung von Priv.-Doz. Dr. Armin M. Scholz  
(Lehr- und Versuchsgut Oberschleißheim)

Evaluierung der Genauigkeit eines  
*Norland XR26 DXA-Systems* im Vergleich  
zu einem *GE Lunar DPX-IQ* unter  
Verwendung eines modifizierten  
*Variable Composition Phantoms*

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde  
der Tierärztlichen Fakultät  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

von  
Anja Ruge  
aus  
Dresden

München, Oktober 2006

**Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät  
der Universität München**

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. E. P. Märtlbauer
Referent:	PD Dr. Scholz
Korreferent:	Prof. Dr. Wanke

Tag der Promotion: 9. Februar 2007

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung</b>	<b>1</b>
1.1	Aufgabenstellung . . . . .	1
1.2	Zielsetzung der Arbeit . . . . .	1
1.3	Kapitelübersicht . . . . .	2
1.4	Röntgenabsorptiometrie . . . . .	3
1.4.1	Allgemeine Funktionsweise . . . . .	3
1.4.2	Anwendungsgebiete . . . . .	5
1.4.3	Vergleich mit anderen Techniken . . . . .	7
1.4.4	Vor- und Nachteile der Röntgenabsorptiometrie . . . . .	11
1.5	Variable Composition Phantom . . . . .	12
1.5.1	Aufbau . . . . .	12
1.5.2	Anwendungsgebiete . . . . .	13
1.5.3	Vor- und Nachteile . . . . .	13
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>15</b>
2.1	Aufbau und Funktionsweise des GE Lunar DPX-IQ . . . . .	15
2.2	Aufbau und Funktionsweise des Norland XR26 . . . . .	15
2.3	Versuchsaufbau . . . . .	16
2.3.1	Phantombestandteile . . . . .	16
2.3.2	Phantomaufbau . . . . .	18
2.3.3	Positionierung des VCP für GE Lunar DPX-IQ . . . . .	20
2.3.4	Positionierung des VCP für Norland XR26 . . . . .	21
2.4	Versuchsdurchführung . . . . .	22
2.4.1	Qualitätskontrolle . . . . .	22
2.4.2	Scanvorgang . . . . .	23
2.4.3	Scananalyse . . . . .	24
2.5	Statistische Analyse . . . . .	26
2.5.1	Messgenauigkeit und Messfehler . . . . .	26
2.5.2	Statistische Erfassung der Messwerte . . . . .	27
2.5.3	Statistische Parameter . . . . .	28
2.5.4	Prinzip der Prüfverfahren . . . . .	28
2.5.5	Student-Verteilung . . . . .	28
2.5.6	Regressionsanalyse . . . . .	30

<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>31</b>
3.1	Genauigkeit des GE Lunar ohne Wirbelsäulenphantom . . . . .	31
3.1.1	„Adult“- Modi . . . . .	31
3.1.2	„Pediatric“- Modi . . . . .	36
3.1.3	„Kleintiermodi“ . . . . .	40
3.1.4	Zusammenfassung . . . . .	46
3.2	Genauigkeit des GE Lunar mit Wirbelsäulenphantom . . . . .	46
3.2.1	„Adult“- Modi . . . . .	46
3.2.2	„Pediatric“- Modi . . . . .	50
3.2.3	Zusammenfassung . . . . .	54
3.3	Genauigkeit des Norland XR26 mit Wirbelsäulenphantom . . . . .	56
3.3.1	„Ganzkörpermodus“ . . . . .	56
3.3.2	„Forschungsmodus“ . . . . .	57
3.3.3	Zusammenfassung . . . . .	66
3.4	Vergleichende Darstellung . . . . .	67
3.4.1	Mittelwertvergleich (t-Test) . . . . .	67
3.4.2	Regressionsanalyse . . . . .	70
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>86</b>
4.1	Anwendbarkeit des VCP bei GE Lunar DPX-IQ Scannern . . . . .	86
4.1.1	Abweichung von der Herstellerangabe . . . . .	86
4.1.2	Unterschiede zwischen den Scanmodi („Kleintiermodus“) . . . . .	87
4.1.3	Schlussfolgerung . . . . .	89
4.2	Erweiterung des VCP durch das Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar DPX-IQ . . . . .	90
4.2.1	Abweichung von der Herstellerangabe . . . . .	90
4.2.2	Einfluss des Wirbelsäulenphantoms auf die Messergebnisse . . . . .	91
4.2.3	Schlussfolgerung . . . . .	92
4.3	Anwendbarkeit des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom beim Norland XR26 . . . . .	94
4.3.1	Abweichung von der Herstellerangabe . . . . .	94
4.3.2	Einfluss von Scangeschwindigkeit und Auflösung . . . . .	96
4.3.3	Schlussfolgerung . . . . .	96
4.4	Gerätevergleich GE Lunar DPX-IQ und Norland XR26 . . . . .	98
4.4.1	Übertragung von Messergebnissen . . . . .	98
4.4.2	Ausblick auf weitere Untersuchungen . . . . .	100
4.5	Allgemeine Schlussfolgerungen . . . . .	102
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>105</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>111</b>



Abkürzungsverzeichnis	115
Abbildungsverzeichnis	117
Tabellenverzeichnis	119

# Kapitel 1

## Einführung

### 1.1 Aufgabenstellung

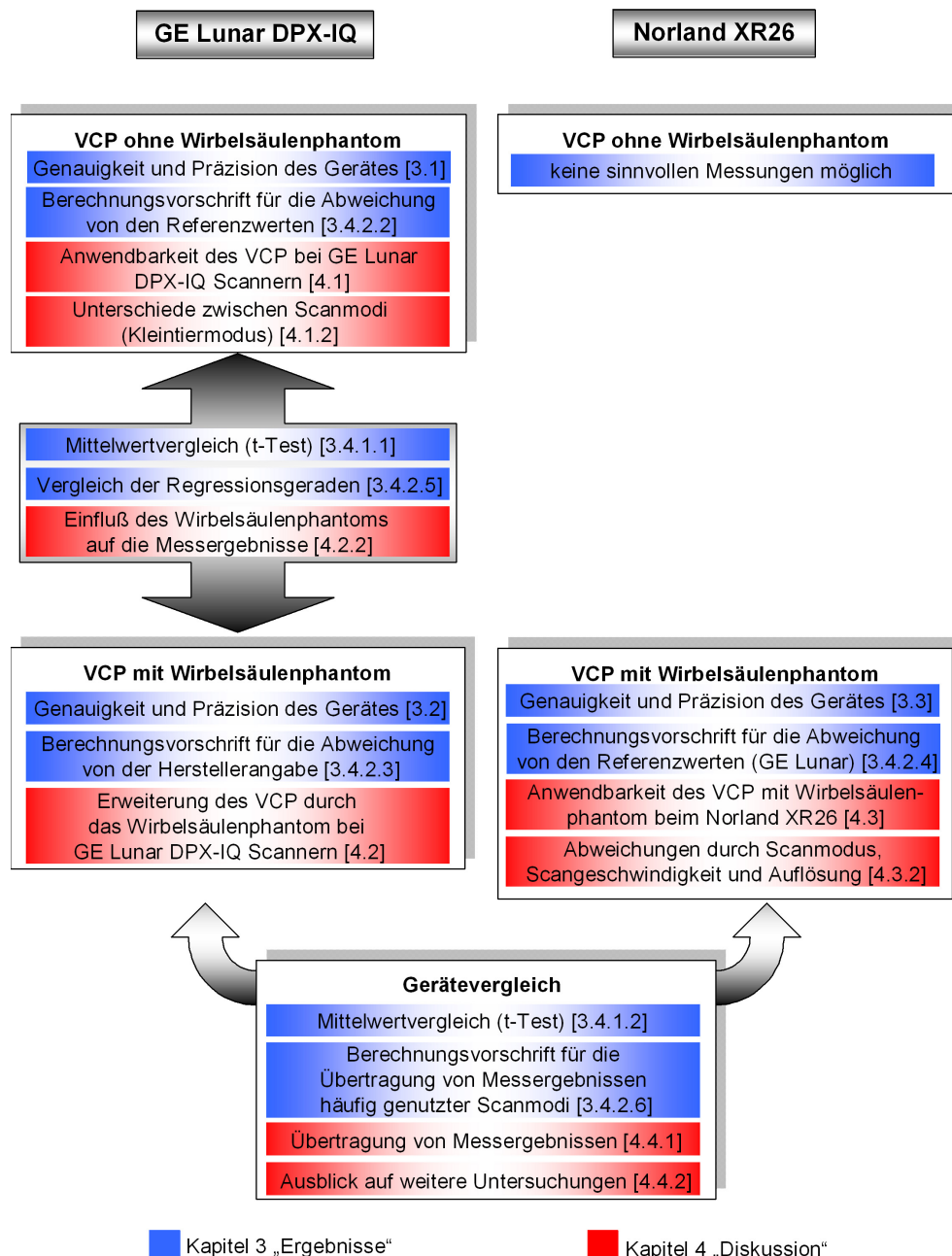
Inhalt der vorliegenden Dissertation sind die Messungen von Fettgehalten und Magergeweben eines *Variable Composition Phantoms* in der Kombination mit einem GE Lunar Wirbelsäulenphantom mit Hilfe zweier Röntgenabsorptionsmessgeräte verschiedener Hersteller. Im Rahmen dieser Untersuchungen kommen das GE Lunar DPX-IQ des Lehr- und Versuchsgutes der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München sowie das Norland XR26 des Forschungsinstitutes für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere (FBN) in Dummerstorf zum Einsatz. Während beim Norland XR26 ausschließlich mit der Phantomkombination gearbeitet wird, werden beim GE Lunar DPX-IQ auch Messungen des VCP ohne Wirbelsäulenphantom durchgeführt. Dabei ist es möglich die Messgenauigkeit durch Berechnung von Mittelwert, Standardabweichung und dem Variationskoeffizienten zu ermitteln. Zunächst wird die Genauigkeit der Einzelgeräte durch den Vergleich der Messergebnisse mit dem angegebenen, standardisierten Fettgehalt des Phantoms beurteilt. Außerdem wird beim GE Lunar DPX-IQ die Variation der Ergebnisse durch die Verknüpfung des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom untersucht. Schließlich soll festgestellt werden, ob eine statistische Signifikanz zwischen den Abweichungen beider DXA-Geräte vorliegt.

### 1.2 Zielsetzung der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Eröffnung der Möglichkeit des Vergleichs der Messwerte (%-Fett und Magergewebe) zweier DXA-Geräte unterschiedlicher Hersteller (Norland und GE Lunar). Es wird der Versuch unternommen, mittels Regressionsanalyse eine Berechnungsvorschrift für die Abweichung der Einzelgeräte gegenüber dem exakten Wert zu ermitteln. Im Hinblick einer engeren Zusammenarbeit der beiden o.g. Institute sollen mit der Phantomkombination außerdem Regressionsgeraden für den Abgleich von Fettgehaltsmessungen zwischen den häufig genutzten Scanmodi dieser beiden DXA-Geräte bestimmt werden. Schließlich soll die Zweckmäßigkeit der in der vorlie-

genden Arbeit eingesetzten Phantomkombination aus VCP und Wirbelsäulenphantom überprüft werden, indem der Einfluß des Wirbelsäulenphantoms auf die Weichgewebemessung des GE Lunar DPX-IQ untersucht wird.

## 1.3 Kapitelübersicht



## 1.4 Röntgenabsorptiometrie

### 1.4.1 Allgemeine Funktionsweise

Das Prinzip der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) beruht auf einer gewebeabhängig variierenden Schwächung von polyenergetischen Röntgenstrahlen. Dies ermöglicht es, den Gehalt und die Verteilung von Fett- und Magergewebe sowie von Knochenmineralien im Gesamtkörper oder ausgewählten Körperregionen zu ermitteln [38]. Ein DXA-Gerät besteht aus einer Röntgenquelle, die Röntgenstrahlung mit zwei unterschiedlichen Energien erzeugt, einem Photonenzählgerät und einer Verbindung zu einem Computersystem, mit dem bestimmte ROI (region of interest) abgegrenzt werden können [18].

Röntgenstrahlung entsteht beim Abbremsen von schnellen Elektronen. Dabei wird 1% Röntgenstrahlung und 99% Wärme erzeugt.

Es müssen zwei Vorgänge betrachtet werden. Beim Vorgang der Ablenkung werden geladene Teilchen abgebremst. Dies bedeutet, dass die Elektronenbahn durch die Krafteinwirkung der Atome gekrümmt wird und die Elektronen langsamer werden. Die dabei entstehende Energiedifferenz wird als Strahlung nach außen abgegeben und stellt die Röntgenbremsstrahlung dar. Da die Energie abhängig von der Stärke des Abbremsvorgangs ist, besitzt die Röntgenbremsstrahlung ein kontinuierliches Spektrum.

Der zweite Vorgang ist die Kollision der Elektronen mit den Atomen. Dazu schlägt das schnelle Elektron Hüllelektronen aus der inneren Schale heraus. Die dabei entstehende Lücke wird durch Elektronen der weiter außen liegenden Schalen besetzt. Da die Elektronen der äußeren Schalen eine höhere Energie besitzen als die Elektronen der inneren Schale, wird diese Energie als charakteristische Röntgenstrahlung mit einem diskontinuierlichen Spektrum (Linienspektrum) freigesetzt.

Die Röntgenröhre besteht aus einer Heizkathode, die eine Elektronenwolke erzeugt. Die anliegende Stromstärke reguliert die Strahlenmenge und damit die Intensität der Strahlung. Die Anode dient zur Beschleunigung der Elektronen. Die Spannung bestimmt die Energie und damit die Wellenlänge der Röntgenstrahlung.

Bei einem DXA-Scan mittels „Pencil-Beam-Technologie“ (von GE Lunar) bewegen sich die Röntgenquelle und der Röntgendetektor über das Versuchsobjekt. Dabei misst der Detektor den Anteil der Röntgenstrahlung, die den Versuchskörper durchdrungen hat. Die Röntgenstrahlung besitzt zwei unterschiedliche Energiestufen [8]. Die polyenergetischen Röntgenstrahlen werden mittels eines Cerium-Filters in zwei Energie-Peaks von 35 – 40 [keV] (L) und 70 [keV] (H) gespalten [20]. Durch Algorithmen kann der Gewebeanteil und der Gewebetyp für jeden Bildpunkt (Pixel) berechnet werden [8].

Bei allen DXA-Geräten wird die unterschiedliche Abschwächung der beiden Energien durch die Streuung und die Absorption am Patienten zur Bestimmung des Knochen-

mineralgehaltes und der Gewebezusammensetzung genutzt. Bei Verwendung von nur zwei Röntgenenergien können nur zwei Gewebearten bestimmt werden. Dafür muss der Körper als Zweikomponentensystem betrachtet werden, der zum einen aus Knochenmineralien und zum anderen aus Weichgewebe mit einer homogenen Zusammensetzung besteht [18].

Da Knochen in vivo normalerweise von Weichgewebe umgeben sind, können Messungen des Weichgewebes nur an Teilen des Körpers erfolgen, die keine Knochen enthalten. Der Anteil des Knochens  $m_{bone}$  und des Weichgewebes  $m_{st}$  im Strahlengang lässt sich durch die beiden Energien des initialen Photonenstrahls  $[I_{0,L}]$  und  $[I_{0,H}]$  und die beiden Energien des entstandenen abgeschwächten Photonenstrahls  $[I_L]$  und  $[I_H]$  berechnen.

$$m_{bone} = \frac{R_{st} \cdot \ln(\frac{I_H}{I_{0,H}}) - \ln(\frac{I_L}{I_{0,L}})}{\mu_{bone,L} - \mu_{bone,H} \cdot R_{st}} \quad (1.1)$$

$$m_{st} = \frac{\ln(\frac{I_L}{I_{0,L}}) - \ln(\frac{I_H}{I_{0,H}}) \cdot R_{bone}}{R_{bone} \cdot \mu_{st,H} - \mu_{st,L}} \quad (1.2)$$

Die R-Werte für Weichgewebe  $[R_{st}]$  und Knochen  $[R_{bone}]$  ergeben sich aus dem Verhältnis der Massenschwächungskoeffizienten der niedrigen  $[\mu_L]$  zur hohen Energie  $[\mu_H]$ .

$$R_{st} = \frac{\mu_{st,L}}{\mu_{st,H}} \quad (1.3)$$

$$R_{bone} = \frac{\mu_{bone,L}}{\mu_{bone,H}} \quad (1.4)$$

Wenn der gemessene R-Wert den R-Wert für reines Magergewebe überschreitet, wird angenommen, dass dieses Pixel Knochen enthält. Ist kein Knochen vorhanden, besteht eine lineare Abhängigkeit zwischen dem Abschwächungsverhältnis beider Energien und dem Anteil Fett im Weichgewebe [18].

Die Gewebezusammensetzung in Bereichen, die Knochen enthalten, kann nur durch Extrapolation vom umliegenden Weichgewebe ermittelt werden. Folglich wird der Knochenmineralgehalt, Fettgehalt und die fettfreie Masse durch wiederholte Datenakquisition bestimmt. Durchschnittlich enthalten ein Drittel aller Pixel Knochen. DXA-Knochen-ergebnisse können als Knochenmineralgehalt in Gramm [g] oder als Knochendichte in

[g/cm<sup>2</sup>] angegeben werden. Die Bestimmung der Knochendichte dient zum Vergleich unterschiedlich großer Versuchsobjekte.

Alle Knochenwerte enthalten eine Kombination von trabekulären, kortikalen Knochen und dem Weichgewebe zwischen den Knochen. Weiterhin enthalten sie Abnormalitäten, wie z.B. extraskelletale Kalzifikationen. Mit Hilfe von DXA kann nur die Knochenquantität, aber nicht Knochenqualität und Stabilität bestimmt werden [18].

### 1.4.2 Anwendungsgebiete

Grier et al. [8] gehen in ihren Ausführungen sowohl auf den Einsatz von DXA beim Menschen als auch beim Tier näher ein.

#### Einsatz von DXA beim Menschen

DXA gewinnt zunehmend an Bedeutung für die Messung der Knochenmineralisierung in vivo und in vitro. DXA wird neben der quantitativen Computer-Tomographie (qCT) und der speziellen Ultraschalltechniken zur Knochendichtemessung sowie der Neutronen-Aktivierungsanalyse zur direkten Kalzium-Bestimmung eingesetzt.

Die Röntgenabsorptiometrie ermöglicht die Bestimmung der Knochenmasse und Knochendichte an fast jedem beliebigem Skelettpunkt. Am häufigsten wird es jedoch für die Messung der Knochendichte an der Wirbelsäule und am proximalen Femur zur Erfassung des relativen Frakturrisikos und der Frakturart genutzt.

Andere Anwendungsgebiete stehen mit Frakturheilung und Körpergewebezusammensetzung in Verbindung.

Der bedeutendste Einsatz von DXA in der Humanmedizin ist die Diagnose von Stoffwechselstörungen, die mit Knochenschwund in Zusammenhang stehen, wie z.B. Osteoporose. Durch die hohe Sensitivität von DXA können relativ geringe Schwankungen der Knochenmasse erfasst werden. Somit kann DXA vor allem bei Langzeitstudien und bei der Entwicklung von Behandlungsstrategien zur Osteoporosebekämpfung eingesetzt werden.

Außerdem kann die Technik zur Erkennung von Osteopenie, Hyperparathyreoidismus oder renaler Osteodystrophie angewandt werden. Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die Erfassung der Knochendichte bei Frakturheilung und bei Knochenverlust um Metallimplantate.

Die Anwendung von DXA stößt allerdings bei der Unterscheidung von Knochenkrebs und durch Kortison verursachte Knochenveränderungen an ihre Grenzen. Weiterhin ist es mit DXA nicht möglich zwischen Osteoporose und einer anderen Ursache für Osteopenie zu unterscheiden.

Ein weiteres Anwendungsgebiet von DXA ist die Bestimmung der Körperzusammensetzung, da diese von großer Bedeutung für den menschlichen Metabolismus und die Physiologie ist. So hat z.B. der Fettgehalt Einfluss auf die Morbidität, die Mortalität und auf verabreichte Medikamente [14].

Mit Hilfe von DXA können auch Gewebezusammensetzungen bestimmt werden, welche bei Energiebedarfsstudien sowie Studien über Proteingehalt, Skelettmineralgehalt und

Gewebewassergehalt genutzt werden. Dies kann bei Wachstums- und Entwicklungsstudien sowie in der Sportmedizin zum Einsatz kommen [8].

DXA bietet ähnlich wie das MRI und das CT die Möglichkeit den intra-abdominalen Fettgehalt zu bestimmen. Dies ist von Bedeutung, da der viscerele Fettgehalt im engen Zusammenhang mit der Entwicklung einer koronaren Herzerkrankung sowie eines Typ-2-Diabetes steht [35].

#### Einsatz von DXA bei Tieren

DXA ist eine hochmoderne nicht invasive Methode zur Ermittlung der Gewebezusammensetzung. Die Röntgenabsorptiometrie ermöglicht somit die Effekte unterschiedlichster Einflussfaktoren auf morphologische Merkmale von Nutztieren im Detail zu studieren. Dabei handelt es sich vor allem um definierbare Umweltfaktoren und Polymorphismen an Genorten, die quantitative und qualitative Merkmale steuern [38].

Zunehmend werden diese Verfahren neben der Messung der Körperzusammensetzung auch für die Messung der Knochenmineralisierung beim Schwein verwendet [37].

Bei den Nagetieren wird DXA vor allem bei Ratten zu Knochen- und Mineralstoffstudien eingesetzt, da sie klein sind, ein kurzes Leben haben und viele Informationen über ihren Knochenstoffwechsel erzielt werden können. DXA kommt häufig bei Studien über Veränderungen bei Östrogenmangel nach Ovariectomie [45] zum Einsatz. Außerdem wird es z.B. bei Veränderung des Knochenmineralgehaltes um Keramikimplantate herum verwandt [12], [13], [25].

Katzen werden nur sehr selten als Versuchstiere bei DXA-Messungen genutzt, da sie als Haustiere sehr beliebt sind und die Öffentlichkeit dies somit nicht akzeptiert [27].

Kaninchen dienen z.B. als Tiermodell zur Erforschung der postmenopausalen Osteoporose und der Knochen-Implantat-Wechselwirkungen [27]. Bis heute werden Kaninchen allerdings nicht für Langzeitmessungen des BMC und BMD genutzt.

Ein wichtiges Anwendungsgebiet von DXA beim Hund ist die Erforschung von metabolischen Knochenkrankheiten. Dabei können ovariectomierte Hündinnen als Modell für Osteopeniestudien genutzt werden, da der Knochenumbau beim Menschen ähnlich vonstatten geht [27].

„Nicht menschliche“ Primaten sind dem Menschen allerdings ähnlicher als jede andere Spezies. Aufgrund ihres Metabolismus und des anatomischen Knochenbaus sind Primaten für Osteoporoseforschung äußerst geeignet.

Die Vorteile von Schafen als Tiermodelle für postmenopausale Osteoporose sind die einfache Handhabung und das gleiche Hormonprofil wie bei der Frau [27].

Ein Indikationsgebiet von DXA beim Pferd ist die Festlegung des Frakturrisikos bei Stressfrakturen des Metakarpus III. Diese Frakturart besitzt eine hohe Morbidität bei zwei- bis dreijährigen Vollblutrennpferden. Mit Hilfe der Knochendichte und der Knochenmineralgehaltsbestimmung können Pferde mit einem Frakturrisiko frühzeitig erkannt werden.

Andere Tierarten als die vorgenannten, wie z.B. Frettchen und Leguane, werden äußerst selten bei DXA-Messungen eingesetzt.

### 1.4.3 Vergleich mit anderen Techniken zur Bestimmung der Körperzusammensetzung

Die verschiedenen Verfahren der Messung der Körperzusammensetzung in vivo erläutern Mitchell und Scholz [24].

Eine subjektive Methode ist die visuelle und taktile Bewertung des Körperbaus, der Bemuskelung und des Fettansatzes. So steht z.B. die Rückenfettdicke im engen Zusammenhang mit der Körperzusammensetzung. Eine weitere indirekte Methode ist die Messung der Muskelfläche des M. longissimus. Zu den linearen Messungen am Tier oder Tierkörper zählen u.a. Messungen der Körperlänge, des Umfanges sowie der Vorder- und Hinterbeinlänge.

Da die Dichtemessung üblicherweise praktisch als Unterwasserwiegen umgesetzt wird, ist der Einsatz am lebenden Tier nicht möglich. Diese Methode basiert auf dem Zweikomponentenmodell. Dabei kann man zwischen Fett und fettfreier Masse aufgrund ihrer unterschiedlichen Dichten unterscheiden. Wasser und Knochen werden als konstanter Anteil der fettfreien Masse betrachtet.

Die Schlachtkörperzerlegung mit anschließender chemischer Analyse stellt die Grundlage zur Bewertung anderer Meßmethoden der Körperzusammensetzung dar. Dennoch ist diese Methode sehr zeitaufwendig und nur schwer fehlerlos umzusetzen. Die Tötung der Tiere für die chemische Analyse ist ein weiterer erheblicher Nachteil. Die Zerlegung kann sich auf die Separation von Organen und Geweben beschränken oder sie kann weiter erfolgen in Fett, Magergewebe und Knochen bis hin zur Präparation einzelner Muskeln oder Knochen.

Die chemische Analyse beruht auf der Bestimmung von Fett, Protein, Wasser und Asche. Sie kann am gesamten Körper oder an Körperteilen vorgenommen werden, ist jedoch von einer adäquaten Homogenisierung, einer repräsentativen Probennahme und den auftretenden Verlusten abhängig.

Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der Körperzusammensetzung ist die Verdünnungsmethode. Sie beruht auf dem Prinzip des fixen Anteils von Wasser an der fettfreien Masse. Eine Markersubstanz verteilt sich in einem vorgegebenen Kompartiment (z.B. Wasser) im gesamten Tierkörper. Die Konzentration der Markersubstanz kann in einer,



aus dem Kompartiment entnommenen, Probe bestimmt werden. Vorausgesetzt wird, dass die Markersubstanz dasselbe Verteilungsvolumen wie das Kompartiment besitzt, nicht toxisch ist und vom Körper wie Wasser ausgetauscht wird. Am häufigsten werden Deuteriumoxid, tritiiertes Wasser und Harnstoff als Markersubstanzen eingesetzt. Der Hauptvorteil dieser Technik ist die Anwendbarkeit bei jeder Tiergröße. Der Einsatz von Harnstoff als Markersubstanz bietet die Vorteile der Kostenersparnis und der einfachen Analysierbarkeit. Allerdings können Schwankungen des endogenen Harnstoffspiegels Ungenauigkeiten verursachen. Zur Ermittlung des Plasmabasissspiegels sind vor der Injektion der Markersubstanz Blutproben nötig. Anschließend wird eine bestimmte Menge Harnstoff infundiert, und in festgelegten Zeitabständen können Blutproben zur Bestimmung der Harnstoffverdünnung entnommen werden. Fehlerquellen stellen dabei vor allem Schwankungen der Verteilungszeit, der Blutentnahmezeit, Diäten und die Festlegung des Plasmabasissspiegels dar.

Eine metabolische Methode zur Ermittlung der Gewebezusammensetzung ist die Bestimmung der Kreatininexkretion. Kreatinin entsteht durch nichtenzymatische Hydrolyse des freien Kreatins, welches aus dem Kreatinphosphat durch Dephosphorylierung hervorgeht [5]. 98% des Kreatins sind in der Skelettmuskulatur lokalisiert. Dort liegt es hauptsächlich als Kreatinphosphat vor.

Mit Hilfe der Bioelektrischen Impedanz, der elektrischen Leitfähigkeit und der Röntgenabsorptiometrie kann die Gewebezusammensetzung durch Gewebeinteraktion auf molekularer Ebene gemessen werden. Die Anwendung der Bioelektrischen Impedanz-Analyse (BIA) zur Bestimmung der fettfreien Masse wurde durch Lukaski et al. [19] eingeführt. Das System ist transportabel, billig, schnell und leicht zu bedienen. Wenn ein biologisches System einem niedrigen elektrischen Feld ausgesetzt wird, kann ein Spannungsabfall bzw. ein elektrischer Widerstand des Stromflusses gemessen werden. Die elektrische Leitfähigkeit ist im elektrolytreichen Körperwasser am größten. Dagegen ist sie in Fetten und Knochenmineralien niedriger. Obwohl noch mehr Studien benötigt werden, scheint die BIA eine nützliche Technik sowohl für lebende Tiere als auch für Tierkörper zu sein.

Mit Hilfe der Messung der elektrischen Leitfähigkeit (TOBEC), auch bekannt als elektromagnetisches Scanning, ist es möglich den Magergewebegehalt zu bestimmen. Diese Methode ist schnell und leicht zu bedienen. Die relativ hohen Kosten und die vielen Einflussfaktoren sind jedoch von Nachteil. Wie auch bei der BIA besteht die Möglichkeit, die elektrische Leitfähigkeit sowohl bei lebenden Tieren als auch bei Tierkörpern einzusetzen. Das Prinzip unterscheidet sich von der BIA lediglich durch den Einsatz von elektromagnetischen Spulen anstelle von Elektroden. Wenn sich ein Subjekt im elektromagnetischen Feld befindet, dann ist der Anteil der absorbierten Energie eine Funktion der Fläche, der magnetischen Feldstärke, der Leitfähigkeit pro Volumeneinheit bei einer bestimmten Frequenz und einer Reihe von Konstanten. Die absorbierte Energie wird

als Differenz zwischen der Impedanz der leeren Spule und der Spule mit dem Subjekt gemessen.

Die Bestimmung des Ganzkörperkaliums beruht auf der Messung des natürlich vorkommenden K40. Das Verfahren findet bei der Abschätzung der Ganzkörperzellmasse oder der Magergewebemasse Anwendung. Diese Technik ist sehr kostspielig und nur an wenigen Orten erhältlich. Kalium ist ein intrazelluläres Kation. Außer bei den Triglyceriden befindet sich 95% des Kaliums innerhalb der Zellen. Das meiste natürlich vorkommende Kalium ist nicht radioaktives K39. Ein konstanter Anteil von 0,0118% besteht aus dem radioaktiven K40 mit einer Halbwertszeit von  $3 \cdot 10^9$  Jahren. Die entstehende  $\gamma$ -Strahlung kann mit einem Ganzkörperzähler erfasst werden. Die typischen Zählgeräte bestehen aus einem oder mehreren durch Thallium aktivierten Natriumkristallen, die nahe am Subjekt positioniert sind. Die gesamte Einrichtung muss gegen Hintergrundstrahlung abgeschirmt sein.

Die Neutronen-Aktivierungs-Analyse (NA) ist die einzige, für eine multielementare Analyse des gesamten Körpers erhältliche, Methode. Diese Technik ist in der Lage alle im Körper vorkommenden Hauptelemente zu quantifizieren. Von Nachteil sind die hohen Kosten, die aufwendige Einarbeitung und die lange Messdauer von 15 bis 20 Minuten. Das zu messende Objekt wird während eines Scans schnellen Neutronen ausgesetzt. Diese Neutronen werden von den Elementen des Körpers aufgenommen und führen zu instabilen Isotopen. Bei der Rückkehr dieser Isotope in einen stabilen Zustand entsteht  $\gamma$ -Strahlung mit einem spezifischen Energielevel. Der Protein-, Fett-, Glykogen- und Knochengehalt kann dann über den Kohlenstoffgehalt berechnet werden.

Bei der Definition der Körperzusammensetzung ist nicht nur der absolute und der relative Anteil von Fett- und Magergewebe von Bedeutung, sondern auch die Verteilung der verschiedenen Fettdepots innerhalb des Körpers. Nur die bildgebenden Verfahren sind in der Lage diese Verteilung der Fettdepots in vivo zu erfassen. Sie basieren auf sehr unterschiedlichen physikalischen Prinzipien. Das erzeugte Bild besteht aus einer Matrix von Bildpunkten (Pixel) oder beim MRI und CAT (Computer-Axial-Tomographie) aus Volumenelementen (Voxel). Daraus lässt sich das tatsächliche Volumen von Fettgewebe, Muskelgewebe, Bindegewebe, Knochen und der inneren Organe berechnen. Von großer Bedeutung für die Bildqualität ist die Art der Signalgewinnung.

Die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) beruht auf einem magnetischen Spin, der durch Atomkerne mit einer unterschiedlichen Anzahl von Protonen und/oder Neutronen hervorgerufen wird. Im statischen Magnetfeld, welches mit speziellen Gradientenspulen kombiniert ist, erreichen einige Atomkerne ein höheres Energieniveau. Dieser Erregungszustand der Atomkerne wird durch ein Hochfrequenzfeld mit der Resonanzfrequenz der ausgewählten Atomkerne erzeugt. Nach Beendigung des Hochfrequenzfeldes bzw. während einer Pause zwischen den Erregungswellen kehren die Atomkerne in ihren ur-

sprünglichen Energiezustand zurück und emittieren die absorbierte Energie. Diese kann mit Hilfe von Spulen erfasst werden. Das elektromagnetische Signal kann durch Fouriertransformation in Bilddaten (Graustufen) umgewandelt werden. Die Signalintensität der einzelnen Pixel ist von der Gewebeart abhängig. Die Magnet-Resonanz-Tomographie ist eine deskriptive Methode zur Bestimmung der Gewebezusammensetzung. Dabei kommen Formeln zum Einsatz, denen chemische Referenzwerte zugrunde liegen.

Eine Alternative zum MRI und zur Spektroskopie ist die Computertomographie (CT) und die Röntgencomputeraxialtomographie (CAT). Diese Verfahren erzeugen ein Bild des Körperinneren, welches dem MRI sehr ähnelt. Im CT-Bild ist Fett- und Magergewebe gut unterscheidbar. Im Gegensatz zum MRI ist die weitere Charakterisierung von Organen und Geweben innerhalb des Magergewebes allerdings nicht möglich. Das CT beruht auf einem völlig anderen physikalischen Prinzip. Diese Technik macht sich, wie auch die Röntgenabsorptiometrie, die unterschiedliche Abschwächung der Röntgenstrahlung durch die einzelnen Gewebearten zu nutze. Die linearen Schwächungskoeffizienten werden in Hounsfield-Einheiten (HU) oder CT-Werte umgewandelt. Sie können zwischen +1023, bei vollständiger Absorption von Knochen und  $-1024$ , bei gar keiner Absorption von Luft variieren.

Allen und Leymaster erforschten 1985 [2] die grundlegenden Gerätefehlerquellen von Röntgen-CT. Dabei konnte die beste zwei- und dreidimensionale Bildqualität bei der Kombination einer hohen Spannung, einer großen Stückdicke und des größten Stromes erzeugt werden. Die Hardware und Software des Röntgen-CT wurde bis hin zum Spiral-CAT-Scanner ständig weiterentwickelt. Mit dem CAT sind aufgrund der Beseitigung von Bewegungsartefakten und der geringen Strahlendosis durch die kurze Scanzeit In-vivo-Messungen der Gewebezusammensetzung möglich.

Mit Hilfe der quantitativen Computer-Tomographie (qCT) können Knochen, die Trabekel enthalten, direkt beurteilt werden. Dagegen ist DXA nur zur Bestimmung der gesamten Knochendichte in der Lage. Dies führt zu einer höheren Sensitivität der qCT gegenüber DXA, da sich die Osteoporose zuerst in den Knochenbälkchen manifestiert. Ein weiterer Vorteil der qCT ist die Geschwindigkeit. Eine Ganzkörpermessung dauert weniger als zehn Minuten. Zudem ist das qCT durch die dreidimensionale Rekonstruktion der Bilder in der Lage, die wahre Knochendichte zu bestimmen. DXA misst aufgrund der Zweidimensionalität ausschließlich die Flächendichte.

Durch die Entwicklung des „Real-Zeit-Linearfeld-Ultraschalles“, wurde diese Technik die am weitesten verbreitetste In-vivo-Technologie zur Bestimmung der Gewebezusammensetzung. Das Ultraschallgerät besitzt eine Sonde, um die elektrische Energie in Ultraschallenergie umzuwandeln. Der Ultraschall ist in der Lage den Körper zu durchdringen und wird teilweise an Gewebegrenzflächen mit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften zum Empfänger zurück reflektiert. Das erhaltene Signal wird wieder in elektrische Energie umgewandelt, verstärkt und auf einem Oszilloskop dargestellt. Unterschiede

der Gewebedicken verursachen eine Zeitverzögerung des reflektierten Signals. Wenn ein geeignetes Bild auf dem Bildschirm erscheint, kann es gespeichert und analysiert werden. Mit Hilfe des Computers kann entweder eine Fläche (z.B. Muskelfläche) oder eine Gewebedicke (Rückenfettdicke) als Abstand zweier Bildpunkte bestimmt werden [10]. Zwischen den Ultraschallergebnissen und den Messwerten am Schlachtkörper besteht ein enger Zusammenhang. Schwankungen der Ergebnisse werden durch die Haut, das Alter, die Rasse, Größenunterschiede und unterschiedliche Gewebezusammensetzung verursacht.

Durch die Weiterentwicklung der Computertechnik und der digitalen Camcorder entstand die Möglichkeit der Bewertung des Körperbaus als Indikator der tatsächlichen Körperzusammensetzung von Schweinen. Diese Technik ist jedoch nicht zur Abschätzung des exakten Anteils von Fett, Protein, Wasser und Asche in der Lage.

Die wichtigsten Vorteile aller nicht-invasiven, bildgebenden (spektroskopischer) Methoden (in vivo) sind die einfachen standardisierten, wiederholten Messungen und die Möglichkeit große Volumina des ganzen Körpers, Körpergewebe oder Körperteile einzeln zu untersuchen. Ein weiterer Vorteil ist die tierschutzgerechte Handhabung der Tiere.

#### 1.4.4 Vor- und Nachteile der Röntgenabsorptiometrie

Die ideale Methode zur Bestimmung der Gewebezusammensetzung ist von Kriterien wie Gewebeerstörung, Bedienerfreundlichkeit, Präzision, Genauigkeit, Kosten und Messdauer abhängig. Die Methode sollte nicht-invasiv sein und eine Genauigkeit von über 95% besitzen. Es werden möglichst wenig Manipulationen am Tier, keine Anästhesie und eine Benutzerfreundlichkeit der Bedienung sowie der Datenverarbeitung gefordert. Um ein hohes Level an Genauigkeit zu erhalten, sollte die Methode ein oder mehrere Gewebebestandteile (Fett, Muskulatur), chemische Verbindungen (Proteine, Lipide) oder Elemente (Kohlenstoff, Wasserstoff) erfassen können. Es existieren eine Reihe von Geräten zur Bestimmung der Gewebezusammensetzung. Dazu kann Ultraschall, Röntgenstrahlung,  $\gamma$ -Strahlung, nahe Infrarotstrahlung, Magnetresonanz, Elektrische Impedanz, Elektromagnetische Leitfähigkeit und Neutronenaktivierung genutzt werden [24].

Gegenüber der früheren Methode der DPA (Dual Photonen Absorptiometrie) wurde bei DXA die Radionuklidquelle durch eine Röntgenquelle ersetzt. Dies ermöglicht einen höheren Photonenfluss und daher eine höhere Auflösung, Präzision sowie kürzere Scanzeiten.

DXA-Messungen sind leicht durchführbar und daher z.B. für ältere und kranke Menschen gut geeignet. Da die Messdauer nur 5 – 20 Minuten beträgt, ist DXA auch für Tiere geeignet, die keine andere Körperkompositionsmesstechnik tolerieren würden.

DXA ist im Gegensatz zu anderen Körperkompositionsmesstechniken von Messwerten, wie z.B. Größe und Gewicht, weitestgehend unabhängig. Der Knochenmineralgehalt und die Zusammensetzung des Weichgewebes können an unterschiedlichen Körperregionen

mit Hilfe von DXA bestimmt werden. Dies ist von großer Bedeutung, da die Mineralstoff- und Fettgewebsverteilung im Körper nicht homogen ist. Veränderungen der regionalen Weichgewebezusammensetzung können auf klinische Zustände, wie z.B. Diabetes [15], hindeuten.

Ein Vorteil ist die sehr niedrige Strahlendosis bei DXA-Messungen. Sie wird als effektive Dosis ausgedrückt und beschreibt die Strahlenexposition der Haut, die Eindringstärke, Eindringtiefe und die Empfindlichkeit des exponierten Gewebes. Daher ist die effektive Strahlendosis bei älteren Subjekten und bei Ausschluss von strahlenempfindlichem Gewebe, wie z.B. Gonaden, am niedrigsten [18].

DXA-Messungen sind bei Kindern und Tieren, insbesondere wenn die Rückenlage Schmerzen hervorruft, schwierig.

MRT, Ultraschall und Videobildanalyse haben gegenüber der Röntgentechnik den Vorteil der fehlenden ionisierenden Strahlung. Wobei besonders das Spiral CAT einen enormen Vorteil hinsichtlich der Scandauer für vergleichbare Körperteile oder Gewebe besitzt.

## 1.5 Variable Composition Phantom

Der Begriff Phantom ist vom französischen „fantome“ hergeleitet und bedeutet so viel wie Trugbild oder Sinnestäuschung. Im Kontext dieser Dissertation handelt es sich um eine modellhafte, stark vereinfachte Nachbildung des gesamten Körpers mit einem vorgegebenen, variablen Fettgehalt zum Vergleich zweier unterschiedlicher DXA-Geräte.

### 1.5.1 Aufbau

Die unterschiedliche Bauweise von Phantomen ist für die jeweilige Einsatzmöglichkeit ausschlaggebend. Diessel et al. [6] beurteilen in ihren Ausführungen ein *Variable Composition Phantom* (VCP) für die Qualitätskontrolle von DXA-Geräten.

Die Bauweise der Phantome ist im Wesentlichen von der Zielstellung und dem Anwendungsgebiet abhängig. Zum Testen von grundlegenden Scannereigenschaften sollte das Phantom möglichst einfach strukturiert sein. Wenn die Scannereigenschaften dagegen in ihrer Gesamtheit betrachtet werden sollen, dann muss es einen komplexen Aufbau besitzen, um die In-vivo-Verhältnisse möglichst gut zu simulieren. Phantome für Ganzkörpermessungen sollten transportabel und für mehrere Messungen praktikabel sein. Die Bedienung und die Analyseverfahren müssen vom Hersteller festgelegt werden. Das Phantom sollte in der Lage sein, unterschiedliche Massen, Gewebedicken und Gewebezusammensetzungen, die für die Population von Bedeutung sind, zu simulieren. Für die Kalibrierung sind Knochensegmente im Phantom notwendig. Die eingesetzten Materialien müssen preiswert, maschinell herstellbar und beständig sein. Außerdem sollten sie ähnliche physikalische Eigenschaften, wie das menschliche Gewebe, besitzen. Darüber hinaus ist eine Sensibilität des Phantoms gegenüber geringer Scannerkalibrierungsunter-

schiede, Komponentenfehlfunktionen oder Alterung, welche die In-vivo-Ergebnisse beeinflussen können, erforderlich.

Die konstruktive Realisierung eines Phantoms mit all diesen Charakteristiken gestaltet sich sehr aufwendig. Ein großes, komplex gebautes Phantom, welches der In-vivo-Situation sehr ähnelt, ist schwierig zu handhaben. Das *Variable Composition Phantom* (VCP) ist ein sinnvoller Kompromiss dieser Ziele [6].

Das Bio-Imaging *Variable Composition Phantom* (VCP) besteht aus 4 Acrylblöcken, dünnen Auflagen aus Acryl und Vinyl und einem Aluminiumkopf. Durch die Kombination der Acrylblöcke mit den dünnen Auflagen können 3 verschiedene Weichgewebekombinationen simuliert werden. Die Abschwächung der Röntgenstrahlung durch die Acrylblöcke entspricht der Abschwächung von Fettgewebe.

Durch die Auflage der dünnen PVC-Blätter, welche die Abschwächungseigenschaften von Magergewebe besitzen, kann der Fettgehalt in 3 Stufen variiert werden. Der geringste Fettgehalt von 7% wird durch die Auflage von allen 4 PVC und Vinylblättern erreicht, wogegen der maximale Fettgehalt von 45% durch die Auflage von nur einem PVC-Blatt erzielt wird [11].

### 1.5.2 Anwendungsgebiete

Die Langzeitstabilität von DXA-Geräten ist eine wichtige Voraussetzung für die Reproduzierbarkeit von Messungen der Körperzusammensetzung und der Knochendichte bei Langzeitstudien [28]. Dafür können Qualitätskontrollen mit einem Femur- oder Wirbelsäulenphantom, welche eine definierte Knochendichte besitzen, durchgeführt werden. Außerdem können die Phantome zur Kreuzkalibrierung unterschiedlicher DXA-Geräte desselben Herstellers genutzt werden.

Phantome spielen eine wichtige Rolle in der Knochendensitometrie. Sie dienen der Aufrechterhaltung der wichtigsten DXA-Scan-Eigenschaften, wie z.B. die Präzision, die Genauigkeit und die Stabilität von Langzeitmessungen. Man unterscheidet zwei Einsatzgebiete. Einerseits werden Phantome zum Vergleich der Kalibrierung von verschiedenen Scannern genutzt, um einen Datenvergleich zu ermöglichen. Zum anderen kommen sie bei Langzeitqualitätskontrollen von Serienmessungen zum Einsatz. Ziel ist es, eine Instabilität der Kalibrierung, die möglicherweise Auswirkungen auf Langzeitmessungen haben kann, festzustellen [6].

### 1.5.3 Vor- und Nachteile

Durch die veränderliche Konfiguration des *Variable Composition Phantom* können verschiedene Fettstufen eingestellt werden. Das stark vereinfachte Design des VCP ermöglicht jedoch nicht die Prüfung der vollständigen Scannerleistung. Es kann zum Vergleich von Körperfettmessungen verschiedener DXA-Geräte eingesetzt werden. Ferner sind seine Ausmaße gering und es ist leicht messbar.

Außerdem ermöglicht das VCP Langzeitqualitätskontrollen zur Bestätigung der Stabilität der DXA-Geräte. Die Anwendung wird jedoch durch einen Mangel an Knochenäqui-

valenten eingeschränkt. Das Phantom besitzt als solches lediglich einen Aluminiumkopf. Knochen sind für die Kreuzkalibrierung und die Langzeitstudien von Knochenenergebnissen sehr wichtig. Außerdem benutzen verschiedene DXA-Hersteller unterschiedliche Bildeinteilungen und Kantendetektionstechniken zur Abgrenzung von Knochen und Weichteilgewebe [23]. Diese unterschiedliche Knochenbeschreibung hat nicht nur Auswirkungen auf den Knochenmineralgehalt, sondern auch auf den Anteil von Weichgewebe und Fett. Dies spielt in Körperregionen mit geringer Knochendichte, wie z.B. Rippen, Finger und Becken, eine große Rolle.

Die unterschiedliche Knochendetektion kann aufgrund der fehlenden Knochenäquivalente nicht erfasst werden. DXA ist nicht in der Lage den direkten Fettgehalt in Regionen zu messen, die Knochen enthalten. Dies geschieht durch die Interpolation des Fettgehaltes der benachbarten, knochenfreien Bereiche. Bei dem Ganzkörperscan eines Menschen sind beispielsweise nur 60% der Körperfläche knochenfrei.

Da jeder Hersteller ein anderes Fettverteilungsmodell für die Interpolation verwendet, kann dies, aufgrund der mangelnden Knochenäquivalente, nicht mit dem VCP getestet werden [28], [42]. Das ist eine Ursache für die besseren Ergebnisse beim Vergleich von DXA-Geräten desselben Herstellers, als bei der Gegenüberstellung von Geräten unterschiedlicher Hersteller. Für den Einsatz des VCP bei Kreuzkalibrierungen verschiedener DXA-Geräte ist es notwendig, die Kalibrierungswerte jedes Gerätes zu ermitteln [6].

# Kapitel 2

## Material und Methode

### 2.1 Aufbau und Funktionsweise des GE Lunar DPX-IQ

Die Messungen für den vorliegenden Versuch wurden am LVG Oberschleißheim mit einem Doppelenergie-Röntgenabsorptiometriergerät des Herstellers GE Lunar (GE Medical Systems Lunar, Europe, Diegem, Belgium) durchgeführt.

Das Modell GE Lunar DPX-IQ besitzt eine Scannereinheit mit einem Scannertisch ( $197,5\text{ [cm]}$  Länge  $\times$   $62,3\text{ [cm]}$  Breite  $\times$   $132,5\text{ [cm]}$  Höhe), einem Scannerarm und einem Bedienungsfeld. Im Inneren des Scannertisches befindet sich die Röntgenröhre und weitere elektronische Komponenten. Die Scanstartposition für den Detektor wird mit einem aus einer Blendenöffnung unterhalb des Scannerarmes emittierten Laserstrahls festgelegt. Bei einem Scan bewegt sich die unter dem Tisch befindliche Röntgenquelle sowie der Scannerarm mit dem darin befindlichen Photonendetektor über das Versuchsobjekt. Der Röntgengenerator liefert für die Röntgenröhre eine Maximalspannung von  $76\text{ [kV]}$  und einen Maximalstrom von  $5\text{ [mA]}$ . Die integrierte GE Lunar-8022-Röntgenröhre besitzt eine nominale Anodenleistung von  $361\text{ [W]}$ . Die Strahlenbelastung für den Anwender betrug laut DPX-IQ-Bedienungshandbuch bei der Einhaltung eines Mindestabstandes von einem Meter zum Gerät  $1\text{ [}\mu\text{Gy/h]}$  [20].

Bei der vom Hersteller gelieferten Software (GE Lunar Version 4,7 c) fand das Programm *Ganzkörperscan* und *Ganzkörperanalyse* Anwendung.

### 2.2 Aufbau und Funktionsweise des Norland XR26

Am Forschungsinstitut für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere in Dummerstorf kam ein Röntgenabsorptionsmessgerät vom Hersteller Norland (Cooper Surgical, Trumbull, CT, USA) zum Einsatz.

Das Norland XR26 besteht ebenso wie das GE Lunar DPX-IQ Gerät aus einer Scan-



nerereinheit (Scannerversion 1.3.0) mit einem Tisch (241 [cm] Länge  $\times$  88 [cm] Breite  $\times$  66 [cm] Höhe), einer Röntgenquelle (Anodenspannung von 100 [kV], konstantes Potential, Anodenstrom von 1 – 1,4 [mA]), einem Filter, einem Scannerarm mit integriertem Detektor und einer Scannerkontrolleinheit. Des weiteren besitzt der DXA-Scanner eine Laserpositionshilfe und es ist an einen Kontroll- und Analysecomputer angeschlossen. Zu den Accessoires zählen ein Kalibrierungsstandard, ein QC-Phantom und eine Patientenpositionierungshilfe.

Das Norland XR26 ist ein Linienstrahlgerät mit zwei im Scannerarm befindlichen Natriumiodid-Scintillationskristallen zur separaten Detektion der beiden abgeschwächten Energien.

Für die K-edge-Filtration, also zur Aufteilung der Röntgenstrahlung in zwei bestimmte Energielevel, befindet sich ein seltenes Erdelement im Strahlengang. Beim Norland XR26 führt ein Samarium-Filter zu einer für dieses Element spezifischen Abschwächung der Röntgenstrahlung. Die dadurch erhaltenen Energiepeaks von 46,8 [keV] und 80 [keV] ermöglichen eine sehr gute Differenzierung zwischen Weichgewebe und Knochen. Bei der sogenannten dynamischen Filtrierung (Dynamic Automatic Exposure Control) wird durch die automatische Auswahl der Samarium-Filterdicke in Abhängigkeit von der Patientendicke die Photonenzählrate optimiert. Durch den Wechsel der Filter kann während eines Scans die Röntgenstrahlenintensität verändert werden. Dies ermöglicht auch bei unterschiedlich großen Patienten eine hohe Präzision und Genauigkeit bei minimierter Strahlenbelastung. Die eingebaute Quick-Scan-Technologie, eine Kombination aus mechanischen Hardware- und Software-Entwicklungen, reduziert bei optimierter Präzision und Genauigkeit die Patientenscanzeit.

Die Strahlenbelastung für den Anwender betrug im Abstand von 3 [ft] 0,01 [mRems/h]. Die Scanfläche besitzt eine maximale Ausdehnung von 193 [cm]  $\times$  64 [cm] [31].

Bei den Messungen kam die Software-Version 2.5.3. mit den Programmen *Ganzkörper-scan* und *Ganzkörperanalyse* sowie *Researchscan* und *Researchanalyse* zum Einsatz.

## 2.3 Versuchsaufbau

### 2.3.1 Phantombestandteile

Bei den Messungen wurde als Versuchsobjekt eine Kombination eines Bio-Imaging VCPs mit einer GE Lunar Wirbelsäule verwandt.

Das Bio-Imaging *Variable Composition Phantom* (VCP) besteht aus 4 Acrylblöcken mit einer Größe von 20,3 [cm] Länge  $\times$  28 [cm] Breite  $\times$  14,4 [cm] Höhe und einem Gewicht von 7,72 [kg], dünnen Auflagen aus Acryl und Vinyl und einem Aluminiumkopf.

Durch die Kombination der Acrylblöcke mit den dünnen Auflagen können 3 verschiedene Weichgewebekombinationen simuliert werden.

Die Abschwächung der Röntgenstrahlung durch die Acrylblöcke entspricht der Abschwächung von Fettgewebe. Durch die Auflage der dünnen PVC-Blätter (Dicke von 1,5 [mm]), welche die Abschwächungseigenschaften von Magergewebe besitzen, kann der

Fettgehalt in 3 Stufen variiert werden (8,3 %, 22,3 %, 43,5 % Fett). Der geringste Fettgehalt von 8,3 % wurde durch die Auflage von allen 4 PVC- und Vinylblättern erreicht, wogegen der maximale Fettgehalt von 43,5 % durch die Auflage von nur einem PVC-Blatt erhalten wurde [20].

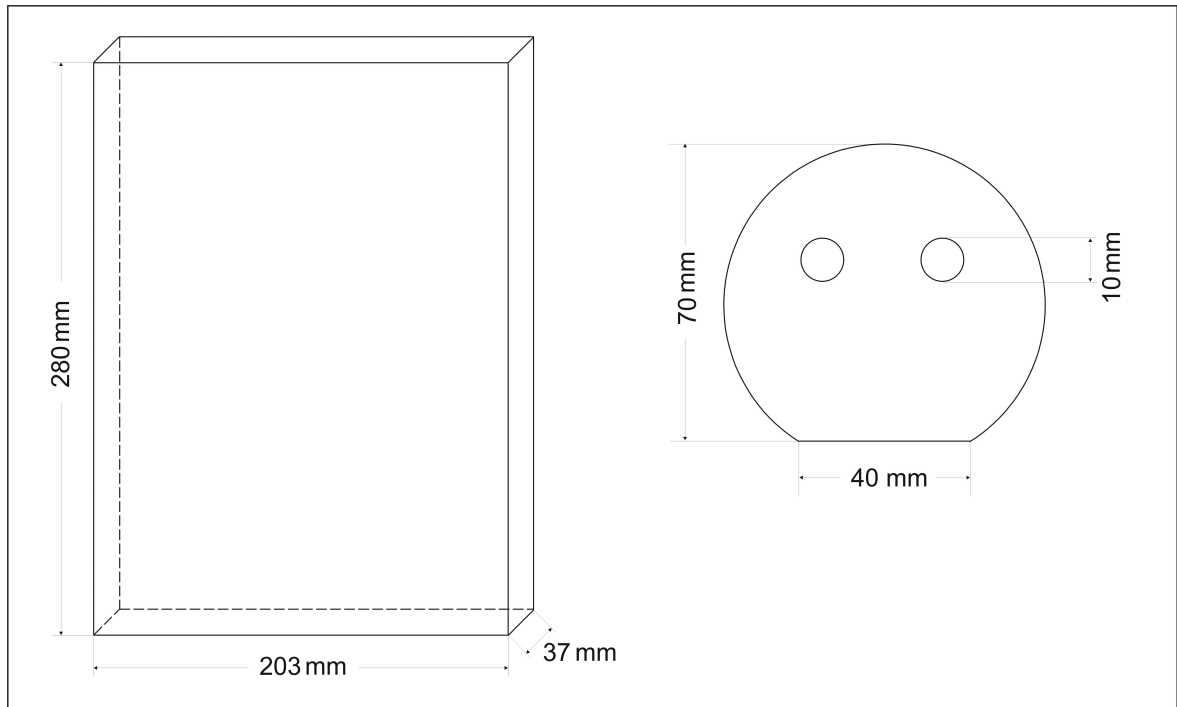


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau des Variable Composition Phantom  
links: Acrylblock; rechts: Aluminiumkopf

Die Aluminiumwirbelsäule imitiert den typischen Bereich der Größe und Dichte der menschlichen Wirbelsäule. Das Phantom besteht aus den Wirbeln L1 bis L4, die Hälfte von T12 und L5 sind als Orientierungspunkte Teil der Wirbelsäule. Die Aluminiumwirbelsäule besitzt eine bekannte Dichte, die werkseitig vor der Auslieferung geprüft wurde.

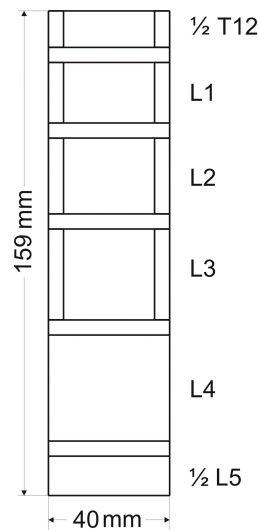


Abbildung 2.2: Schematischer Aufbau der Aluminiumwirbelsäule

### 2.3.2 Phantomaufbau

Die vier Acrylblöcke (A1, A2, A3 und A4) wurden übereinandergestapelt. Der Aluminiumkopf wurde mit den Augenvertiefungen nach oben und mit der Kontaktfläche so an den Acrylblock gelegt, dass er sich mittig an der Blocklängsachse befand. Auf den obersten Acrylblock wurden passgenau die PVC- und Vinylauflagen gestapelt.

Bei der Konfiguration A („High Fat“) fand nur die Auflage G1 Verwendung. Zur Einstellung des mittleren Fettgehaltes („Medium Fat“, Konfiguration B) wurden die Blätter G1, G2 und W benötigt. Zur Messung des niedrigen Fettgehaltes („Low Fat“, Konfiguration C) wurde noch die Auflage G3 hinzugefügt. Die Reihenfolge der Auflagen spielte jedoch keine Rolle [11].

Die Aluminiumwirbelsäule wurde mit dem  $\frac{1}{2}$  T12-Ende an der am Kopf befindlichen Längsachse des Acrylblockes positioniert. Sie wurde mittig und senkrecht zu dieser Längsachse ausgerichtet und grenzte mit dem  $\frac{1}{2}$  T12-Ende an die Kante des Acrylblockes. Bei diesem Phantomaufbau schließt sich bei der Draufsicht die Wirbelsäule direkt an den Kopf an.

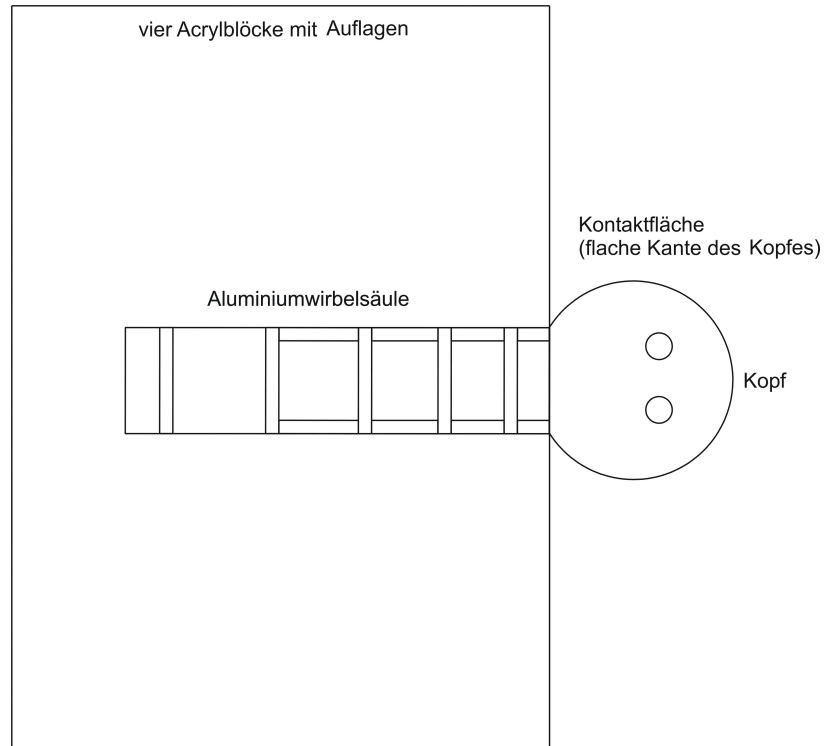


Abbildung 2.3: Schematischer Aufbau des VCP (Draufsicht)

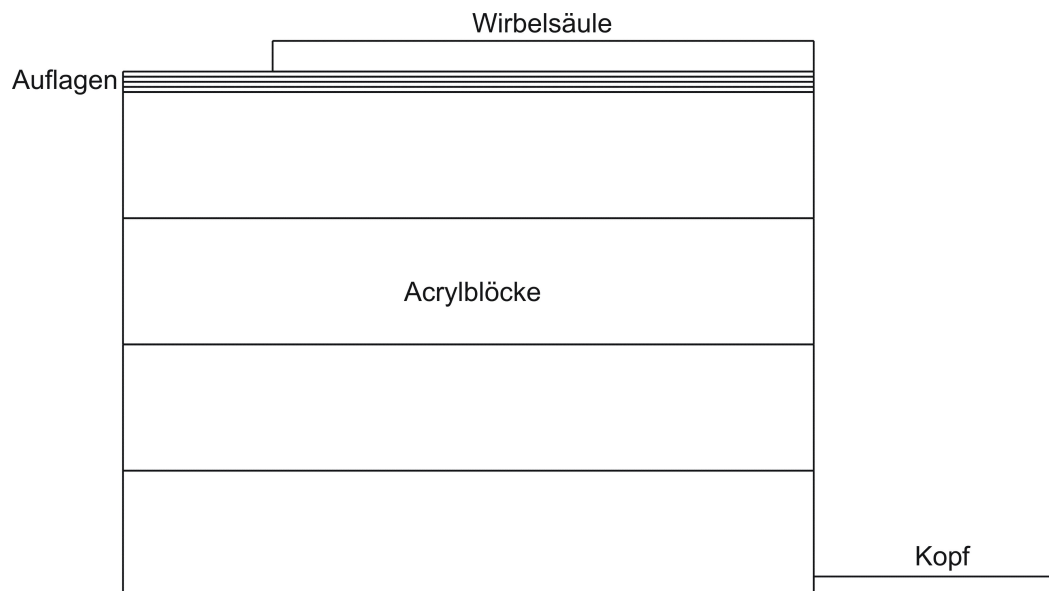


Abbildung 2.4: Schematischer Aufbau des VCP (Seitenansicht)

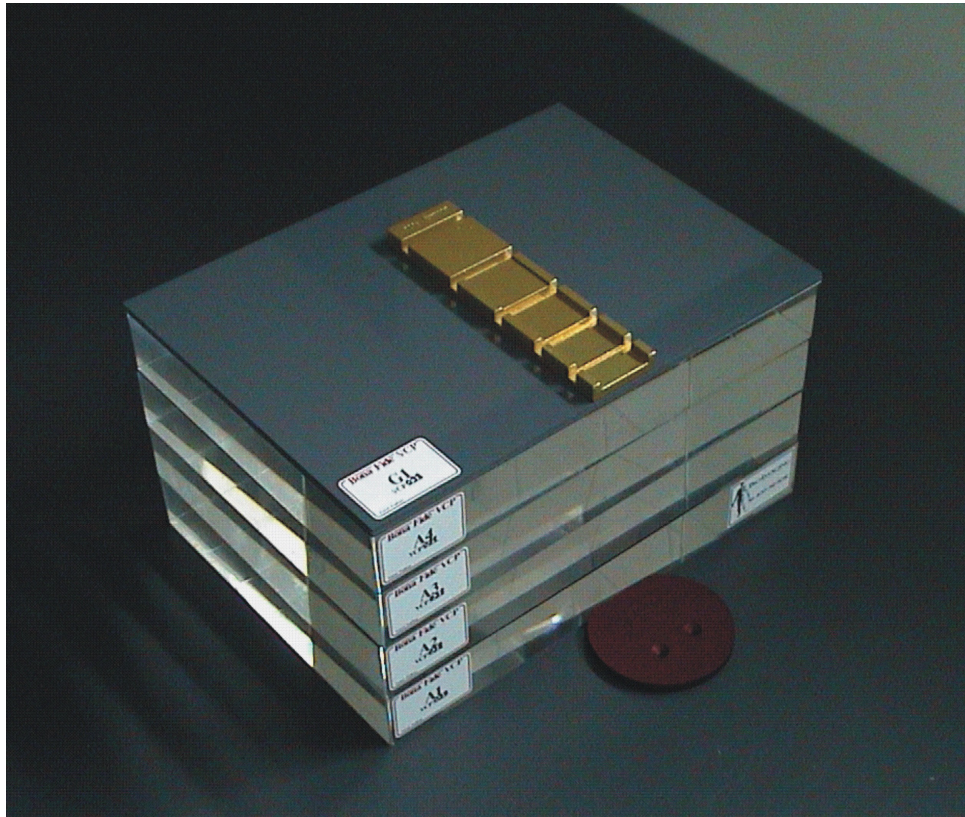


Abbildung 2.5: Phantomaufbau

### 2.3.3 Positionierung des VCP für GE Lunar DPX-IQ

Die Positionierung des VCP ist für die Geräte vom Hersteller GE Lunar genauestens festgelegt [11]. Das Phantom wurde mittig an dem einen Tischende des GE Lunar DPX-IQ gelagert. Der Aluminiumkopf befand sich 2,5 [cm] von der Startposition entfernt. Die vier Acrylblöcke (A1, A2, A3, A4) wurden dahinter an die Kontaktfläche (flache Seite des Kopfes) gestapelt.

Je nach Fett-Konfiguration befanden sich eine Auflage G1 beim hohen Fettgehalt, drei Auflagen G1, G2, W beim mittleren Fettgehalt oder vier Auflagen G1, G2, G3, W beim niedrigen Fettgehalt auf dem Acrylblock. Die genaue Ausrichtung der Acrylblöcke und der Auflagen ist von großer Bedeutung, da sonst das Phantom im Bild verzerrt erscheint [11].

Die Aluminiumwirbelsäule wurde auf den Auflagen mit dem  $\frac{1}{2}$  T12-Ende zum Kopf so positioniert, dass im Bild keine Lücke zwischen dem Kopf und der Wirbelsäule erkennbar war. Auch die Wirbelsäule wurde mittig und parallel zu den Außenkanten des Acrylblockes gelagert.

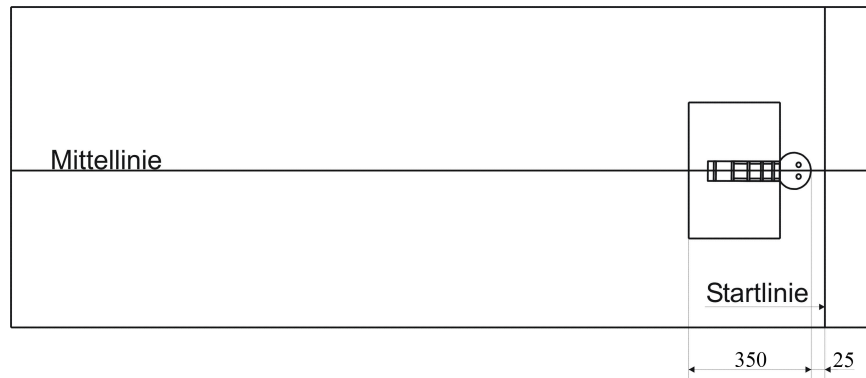


Abbildung 2.6: Positionierung des VCP für GE Lunar

### 2.3.4 Positionierung des VCP für Norland XR26

Die Positionierung des Phantoms beim Gerät vom Hersteller Norland erfolgte entsprechend der Bedienungsvorschrift des jeweiligen Scanmodus. Das Phantom wurde mittig auf dem Scantisch des Röntgenabsorptionsmessgerätes platziert. Der Kopf befand sich in Richtung der Startposition. Der Acrylblock wurde parallel zu den Tischkanten ausgerichtet. Je nach Scanmodus werden beim „Ganzkörpermodus“ der Startpunkt und ein Weichgewebepunkt neben der Lendenwirbelsäule mit Hilfe eines am Scannerarm befindlichen Laserstrahles festgelegt. Dagegen ist beim „Forschungsmodus“ die zusätzliche Markierung eines Endpunktes erforderlich. Der Start- und der Endpunkt befindet sich jeweils mittig 1 [cm] vor dem Kopf bzw. 1 [cm] hinter den Acrylblöcken.

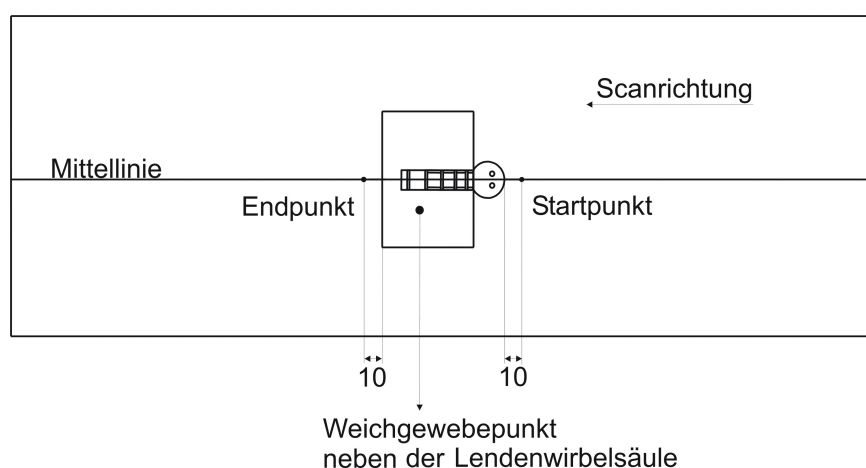


Abbildung 2.7: Positionierung des VCP für Norland XR26

## 2.4 Versuchsdurchführung

### 2.4.1 Qualitätskontrolle

**GE Lunar** Zu Beginn der Messungen wurde täglich beim GE Lunar DPX-IQ-Scanner eine Qualitätskontrolle mit einem Standardprüfkörper erfolgreich durchgeführt. Bei diesem Standardprüfkörper handelt es sich um einen Block aus gewebeäquivalentem Material mit drei knochensimulierenden Kammern mit bekanntem Knochenmineralgehalt. Der Prüfkörper wurde in dem dafür vorgesehenen Rechteck korrekt positioniert. Die Qualitätskontrolle gilt als bestanden, wenn bei der Funktionsmessung eine Schwankung von weniger als 9% erzielt und die CV-Werte des Standardprüfkörpers unter 2% liegen. Des weiteren sollte der Detektorpeak und die hohen und niedrigen keV-Peaks maximal 50 Einheiten über oder unter den vorher eingestellten Peakwerten liegen [20].

**Norland XR26** Für die tägliche Qualitätskontrolle kamen beim Norland XR26-DXA-Scanner ein Kalibrierungsstandard und ein QC-Pantom zum Einsatz. Das QC-Phantom besteht aus Kalzium-Hydroxylapatit und Epoxyd und wird als Industriestandard für Knochenmineralmessungen zugrunde gelegt. Jedes Gerät wird im Norland Werk auf 1% des akzeptierten Wertes kalibriert. Da die Messgenauigkeit entscheidend von der Genauigkeit der Gerätekalibrierung abhängt, wurde dieses Phantom entwickelt, um die Unterschiede der Röntgengerätegenerationen zu minimieren. Dies ist von Vorteil, da die Knochenmineralmessgeräte herkömmlicherweise in Bezug auf eine Ascheuntersuchung (Ermittlung der Knochenmineralmenge in einem zuvor gescanten, exidierten Knochen) kalibriert werden. Die im Rahmen der Ascheuntersuchung vorkommenden Fehlerquellen führten allerdings bislang zu erheblichen Unterschieden bei der Kalibrierung von Geräten unterschiedlicher Hersteller. Statistisch fallen 95% der BMD-Werte des QC-Phantomes in einen Bereich einer Standardabweichung von  $\pm 2\%$  des Mittelwertes [31].





Abbildung 2.8: Qualitätskontrolle des Norland XR26 DXA-Scanners mit Kalibrierungsstandard und QC-Pantom

### 2.4.2 Scanvorgang

**GE Lunar** Beim GE Lunar DPX-IQ bestehen die Schritte der Bilderfassung aus der Wahl des Scantypes, des Scanmodus, des Patienten, der Positionierung des Phantomes (siehe 2.3.3, S. 20), dem Einscannen (Röntgenaufnahme siehe 2.1, S. 15) und der Beendigung des Scanvorganges. Als Scantyp kamen die *Ganzkörperbilderfassung* (siehe Tabelle 2.1 und 2.2) und die *Kleintierganzkörperbilderfassung* (siehe Tabelle 2.3) zum Einsatz. Diese beiden Scantypen besitzen wiederum mehrere Scanmodi, die sich hinsichtlich ihrer vorgesehenen Objektdicke bzw. ihres Gewichtes, ihrer Auflösung, Aufnahmedauer, Eintrittsbelastung und Stromstärke unterscheiden. Pro Scanmodus wurde das Phantom in allen drei Fettkonfigurationen viermal nacheinander eingescannt.

Tabelle 2.1: Parameter der Ganzkörperbilderfassung „Adult“ (GE Lunar)

Modus	Dicke [cm]	Aufnahmedauer [min]	Auflösung [mm]	Eintrittsbelastung [ $\mu$ Gy]
„Adult schnell“	15-22	21	4,8 · 9,6	0,3
„Adult normal“	22-28	42	4,8 · 9,6	0,6
„Adult screening“	15-28	6	4,8 · 19,2	0,1



Tabelle 2.2: Parameter der Ganzkörperbilderfassung „Pediatric“ (GE Lunar)

Modus	Aufnahmedauer [min]	Auflösung [mm]	Stromstärke [ $\mu\text{A}$ ]
„Pediatric large“	27	$3,6 \cdot 7,2$	150
„Pediatric medium“	27	$3,6 \cdot 7,2$	300
„Pediatric small“	58	$2,4 \cdot 4,8$	300

Tabelle 2.3: Parameter der Kleintierganzkörperbilderfassung (GE Lunar)

Modus	Gewicht [kg]	Aufnahmedauer [min]	Auflösung [mm]	Eintrittsbelastung [ $\mu\text{Gy}$ ]
„Detail mittel“	$\leq 5$	6	$1,2 \cdot 2,4$	0,6
„Detail langsam“	$\leq 5$	10	$1,2 \cdot 2,4$	1,2
„High resolution mittel“	$\leq 0,5$	20	$0,6 \cdot 1,2$	2,4
„High resolution langsam“	$\leq 0,5$	39	$0,6 \cdot 1,2$	4,8

**Norland XR26** Die Bilderfassung beim Norland XR26 unterscheidet sich im wesentlichen von der des GE Lunar-DPX durch die unterschiedliche Lagerung des Phantomes (siehe 2.3.4, S. 21), die Festlegung des Start-, End- und eines Weichgewebepunktes und durch die unterschiedlichen Scantypen. Als Scantypen fanden die *Ganzkörperbilderfassung* und die *Researchbilderfassung* Anwendung. Beim Researchscantyp sind die Auflösung und die Scangeschwindigkeit je nach Objektdicke frei wählbar. Mit der in der Tabelle 2.4 angegebenen Auflösungen und Scangeschwindigkeiten wurden alle drei Fettkonfigurationen viermal eingescant.

Tabelle 2.4: Parameter der Bilderfassung (Norland XR26)

Scantyp	Auflösung [mm]	Geschwindigkeit [ $\frac{\text{m}}{\text{s}}$ ]
„Ganzkörper“	$6,5 \cdot 13,0$	80
„Research“	$6,0 \cdot 6,0$	60
„Research“	$6,0 \cdot 6,0$	30
„Research“	$3,0 \cdot 3,0$	60
„Research“	$3,0 \cdot 3,0$	30
„Research“	$1,5 \cdot 1,5$	60
„Research“	$1,5 \cdot 1,5$	30

### 2.4.3 Scananalyse

**GE Lunar** Zur besseren Bildübersicht wurde ein Skalierungsfaktor von 300 gewählt und die Graustufe verändert. Die Autoanalyse wurde für die Positionierung der „regions of interest“ benutzt. Für die Ganzkörperergebnisse ist jedoch die Festlegung der „regions of interest“ ohne Bedeutung, da der globale R-Wert für die Berechnung herangezogen wird.

**Norland XR26** Da im Gegensatz zu GE Lunar bei Norland die regionalen R-Werte in die Berechnung eingehen, hat die Festlegung der „regions of interest“ zumindest beim „Ganzkörpermodus“ einen Einfluss auf die Ganzkörperergebnisse.

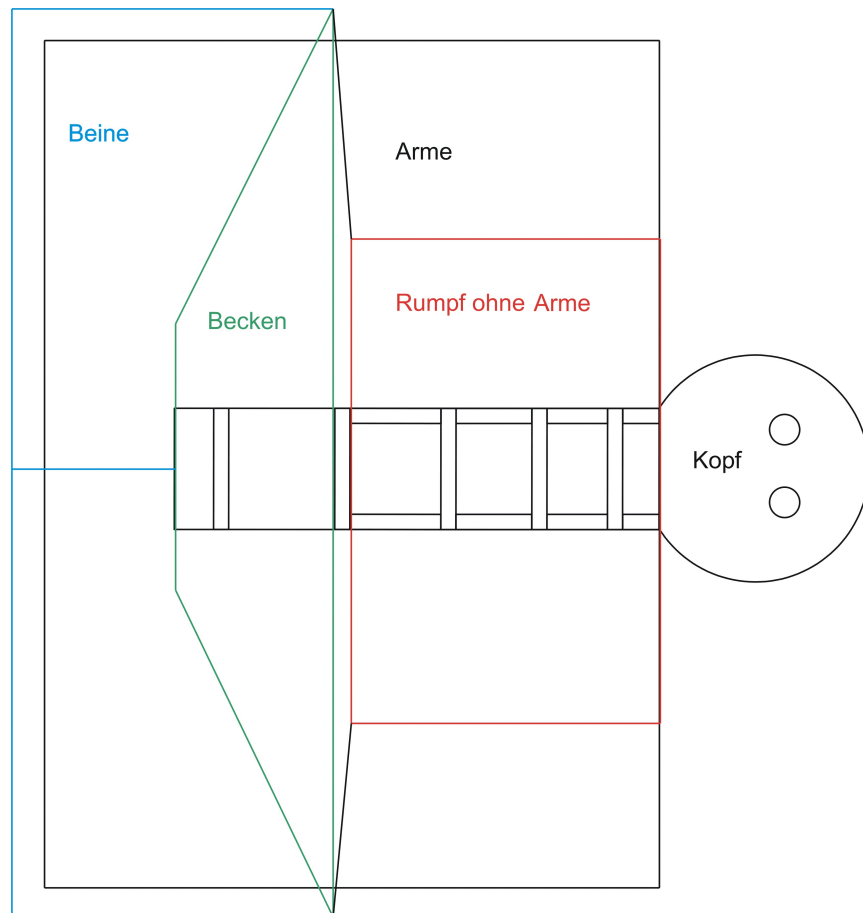


Abbildung 2.9: Festlegung der „regions of interest“ beim „Ganzkörpermodus“

Beim „Research“- Modus ist lediglich die Ausgrenzung des Kopfes von Bedeutung.

## 2.5 Statistische Analyse

### 2.5.1 Messgenauigkeit und Messfehler

#### 2.5.1.1 Messgenauigkeit

**Präzision** Die Präzision ist der Grad der Reproduzierbarkeit von Ergebnissen bei wiederholten Messungen derselben Variablen [18]. Die Reproduzierbarkeit wird am besten durch die Bestimmung des Variationskoeffizienten  $CV$  bewertet. Dies ist die Standardabweichung als Prozentsatz des Mittelwertes mehrerer Messwerte ausgedrückt.

$$CV [\%] = \frac{s}{\bar{x}} \cdot 100 \quad (2.1)$$

Die Voraussetzungen für die Bestimmung der Präzision sind standardisierte, experimentelle Bedingungen sowie die Beurteilung derselben anatomischen Region. Die Reproduzierbarkeit ist ein bedeutender Bestandteil von DXA-Studien für die Entwicklung klinischer Versuche sowie für die Interpretation von Abweichungen einzelner Messwerte [8]. Wenn die Standardabweichung relativ konstant ist, aber der Mittelwert stark variiert, was bei DXA-Messungen häufig der Fall ist, dann ändert sich auch der Variationskoeffizient sehr stark. Die Präzision wird auch durch die Positionierung des Versuchsobjekts und die Analyse der Scanergebnisse beeinflusst. Der Variationskoeffizient ist auch von der Größe des Objekts abhängig. Je größer es ist, umso niedriger ist der Variationskoeffizient, obwohl die Standardabweichung nur geringgradig ansteigt. Die Durchführung adäquater Qualitätskontrollen ist für die Erkennung von Veränderungen der Geräteleistung von Bedeutung [34], [18].

**Genauigkeit** Die Bestimmung der Genauigkeit ist eine Messung der Abweichung eines Messwertes vom „tatsächlichen“ Wert. Sie wird oft als Standardfehler der Schätzung in Prozent angegeben. Die Genauigkeit von DXA-Messungen wird üblicherweise durch den Vergleich der Ergebnisse mit anderen, unabhängigen Methoden, wie Messung der Knochenasche, bestimmt. Eine weitere Möglichkeit ist der Vergleich mit anderen Messinstrumenten mit einer bewiesenen, akzeptablen Genauigkeit [8]. Die Dicke des Gewebes und der Abstand des Versuchsobjekts von der Tischoberfläche gehören zu den Faktoren, welche die Genauigkeit beeinflussen [20]. Die korrekte Positionierung der Tiere oder des Menschen ist der wahrscheinlich schwierigste Teil der Messung. Der Grund dafür ist die durch DXA bedingte Umwandlung einer dreidimensionalen Struktur in ein zweidimensionales Bild.

Folglich besitzen Knochen mit elliptischem Querschnitt, in Abhängigkeit ihrer Positionierung, einen unterschiedlichen BMD-Messwert.

Ein Hauptfaktor für die großen systematischen Abweichungen der Knochen- und Weichgewebewerte ist die unterschiedliche Kalibrierung der Geräte verschiedener Hersteller. Weitere Faktoren, die zu einer Diskrepanz der BMD-Werte führen, sind die verschiedenen Möglichkeiten der Kantendetektion und die unterschiedliche Erzeugung der dua-

len Energie. Diese systematischen Fehler schließen normalerweise die Austauschbarkeit der Systeme innerhalb klinischer Studien aus. Die Bestimmung der Genauigkeit von Ganzkörperwerten für Weichgewebe und Knochen ist sehr schwierig. Ursache dafür sind Annahmen, die von DXA über die Körperkompartimente getroffen werden müssen. Diese Annahmen besitzen zwar für eine junge, gesunde Referenzpopulation Gültigkeit, treffen allerdings nicht für kranke, sehr alte oder sehr junge Lebewesen zu. Da die Hersteller ihre Annahmen als urheberrechtlich geschützt betrachten, können einige Abweichungen der Messwerte nicht so leicht erklärt werden. Alle DXA-Messungen gehen davon aus, dass der Anteil Fettgewebe über dem Knochen, dem Anteil im umliegenden Weichgewebe entspricht. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass die ungleichmäßige Verteilung des Fettes im Abdomen zu einer geringgradigen Abweichung der Wirbelsäulenknochendichte führt [41]. Da bei einem Ganzkörperscan über ein Drittel der Pixel Knochen enthalten, können diese Pixel nicht zur Ermittlung der Weichgewebewerte genutzt werden.

#### 2.5.1.2 Messfehler

Ein Messfehler ist die Abweichung eines Messwertes vom wahren Wert. Je nach Ursache werden systematische und statistische Fehler unterschieden. Bei den systematischen Fehlern handelt es sich um die für das Messverfahren charakteristischen Fehler, welche durch die Messanordnung oder den Messvorgang bedingt sind. Diese sind durch Abänderung des Versuchsaufbaus nur zum Teil vermeidbar. Die statistischen Fehler sind dagegen zufällige Fehler. Also Abweichungen, die durch den Experimentator, durch unkontrollierte Störungen oder durch die Zufälligkeit des Ereignisses, das untersucht wird, bedingt sind.

Die Messgenauigkeit wird in einem Experiment durch systematische und statistische Fehler bestimmt.

Des weiteren ist eine Unterscheidung zwischen wahren und scheinbaren Fehlern möglich. Ein wahrer Fehler ist die Abweichung des Messergebnisses vom meist unbekannten wahren Wert. Der scheinbare Fehler ist dagegen die Abweichung des Messwertes vom arithmetischen Mittelwert als Näherungswert für den wahren Wert [39].

### 2.5.2 Statistische Erfassung der Messwerte

Um die Eigenschaften eines Elementes statistisch zu untersuchen, sind diese durch eine Zufallsgröße  $X$  zu charakterisieren. Bei diesem Versuch handelt es sich um jeweils vier Fettgehaltsmessungen des Phantoms in den verschiedenen Fettkonfigurationen. Die Anzahl  $n$  der Messwerte  $x_i$  des Merkmals  $X$  bilden den Ausgangspunkt für die statistische Untersuchung. Die Hauptaufgabe der statistischen Erfassung besteht darin, eine Aussage über die Verteilung zu machen. Jede Messreihe vom Umfang  $n$  kann in diesem Zusammenhang als eine zufällige Stichprobe aus einer unendlichen Grundgesamtheit aufgefasst werden, die entsteht, wenn der Versuch oder die Messungen unter gleichen Bedingungen unendlich oft wiederholt würden [39].

### 2.5.3 Statistische Parameter

Zur groben Charakterisierung einer Verteilung werden v.a. die beiden Parameter Mittelwert und Streuung einer Zufallsgröße  $X$  verwendet.

Wenn sämtliche Messwerte unmittelbar berücksichtigt werden, so lautet der Mittelwert  $\bar{x}$  der Zufallsveränderlichen  $x_i$ :

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.2)$$

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Messwerte um den Mittelwert. Ausgehend von der Stichprobe wird die Standardabweichung mit folgender Formel berechnet:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (2.3)$$

Da die berechnete Standardabweichung die erwartungstreue Schätzung der Standardabweichung der Grundgesamtheit ist, wird durch  $n - 1$  anstatt durch  $n$  geteilt [39].

### 2.5.4 Prinzip der Prüfverfahren

Eine Hauptaufgabe von Prüfverfahren ist es, aus den Stichproben, also aus den Messergebnissen, Rückschlüsse auf die Grundgesamtheit zu ziehen.

Die Verteilung wird zum einen durch den exakten Wert oder Sollwert, zum anderen durch das Maß für die Abweichung von diesem Sollwert charakterisiert. Als Sollwert wurde bei diesem Versuch die Referenzmessung des VCP-Herstellers für das GE Lunar betrachtet. Mit den Prüfverfahren soll geklärt werden, ob den Messwerten eine Normalverteilung zugrunde liegt. Des weiteren stellt sich die Frage, wie gut die Stichprobenparameter (Mittelwert und Standardabweichung der Messungen) den exakten Wert der Grundgesamtheit sowie die Abweichung von diesem Sollwert wiedergeben.

Zunächst wird die Hypothese aufgestellt, dass die Stichprobe (Messwerte) einer Grundgesamtheit von vorgegebenen Eigenschaften angehört. Anschließend ermittelt man ein Vertrauensintervall, in dem der Wert einer bestimmten Stichprobenfunktion mit einer vorgegebenen Sicherheit (hier 0,05) liegt. Zuletzt muss der Wert der Stichprobenfunktion berechnet werden. Die Hypothese wird dann abgelehnt, wenn sich dieser berechnete Wert nicht im Vertrauensintervall befindet [39].

### 2.5.5 Student-Verteilung

Das Einsatzgebiet der von Gosset unter dem Pseudonym Student eingeführten Verteilung sind Stichproben mit geringem Umfang  $n$ , für die nur Schätzwerte des Mittelwertes

und der Standardabweichung angegeben werden können [39].

Die Signifikanzschranken der Student-Verteilung beschreiben einen Grenzwert, an dem sich die Abweichung einer beobachteten t-Verteilung (t-Versuch) nicht mehr zufällig, sondern statistisch signifikant von der errechneten t-Verteilung (t-Tabelle) unterscheidet. Auf diesen Grenzwerten basiert u.a. der t-Test, eine Statistik zur Berechnung von t-Versuch und t-Tabelle. Der p-Wert ist das Ergebnis dieses spezifischen Signifikanztests.

Voraussetzungen für den t-Test sind annähernd normalverteilte Daten, eine bekannte Standardabweichung und ein bekannter Mittelwert sowie eine formulierte Testhypothese. Bei zwei voneinander unabhängigen Stichproben müssen die Daten außerdem annähernd varianzhomogen sein.

Grundlegend wird angenommen, dass die Stichproben (Mittelwerte) aus einer gemeinsamen t-Verteilung stammen, die wiederum durch den Freiheitsgrad der Stichprobe bestimmt ist. Um diese Annahme zu überprüfen, wird aus dem errechneten und dem theoretischen Mittelwert die Teststatistik t-Versuch ermittelt. Der Wert t-Versuch wird mit einem Tabellenwert (t-Tabelle), der die kritischen Schranken der t-Verteilung wiedergibt, verglichen. Entspricht der Testwert dem Tabellenwert, so tritt die Nullhypothese auf Gleichheit der Mittelwerte (t-Verteilung) mit einer bestimmten Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha$  (Signifikanzniveau) ein. Ist also der p-Wert kleiner als das festgelegte Signifikanzniveau, so liegt statistische Signifikanz zum Niveau  $\alpha$  vor. Die Irrtumswahrscheinlichkeit ist die Wahrscheinlichkeit mit der die Nullhypothese bei einem Test fälschlicherweise abgelehnt wird. Die Alternativhypothese wird dagegen bei der Ungleichheit von Test- und Tabellenwert angenommen. Bei diesem Versuch wurden z.B. die Mittelwerte der Messergebnisse des VCP beim GE Lunar mit den Mittelwerten der Messergebnisse des VCP in der Kombination mit einer Aluminiumwirbelsäule verglichen.

Beim Vergleich zweier Mittelwerte wird eine gemeinsame Teststatistik berechnet und überprüft [43].

Ist  $X$  eine  $(0, 1)$ -normalverteilte Zufallsveränderliche und  $Y$  eine von  $X$  unabhängige Zufallsveränderliche, die  $X^2$ -verteilt ist mit  $m = n - 1$  Freiheitsgraden, so heißt die Verteilung der Zufallsgröße  $T$  Student-Verteilung oder t-Verteilung mit  $m$  Freiheitsgraden. Die stetige Zufallsvariable  $X$  hat eine t-Verteilung mit  $m$  Freiheitsgraden, wenn sie die symmetrische Dichte besitzt. Die Verteilungsfunktionen sind für nicht zu große  $m$  tabelliert [26]. Für große  $m$  ist  $X$  annähernd normalverteilt. Bezeichnet  $F_s(X)$  die Verteilungsfunktion von  $X$  (t-verteilt mit  $m$  Freiheitsgraden), so gilt nach [39]:

$$F_s(X) = P(T \leq X) = \int_{-\infty}^X f_s(t) dt = \frac{1}{\sqrt{m \cdot \pi}} \cdot \frac{\Gamma(\frac{m+1}{2})}{\Gamma(\frac{m}{2})} \cdot \int_{-\infty}^t \frac{dt}{(1 + \frac{t^2}{m})^{\frac{m+1}{2}}} \quad (2.4)$$

### 2.5.6 Regressionsanalyse

Die Korrelationsanalyse befasst sich mit der Feststellung von Abhängigkeiten zwischen zwei oder mehreren Merkmalen einer Grundgesamtheit an Hand von Messwerten. Mit Hilfe der Regressionsanalyse wird dann die Form der Abhängigkeit zwischen diesen Merkmalen untersucht. Dabei wird zwischen der linearen Korrelation und der linearen Regression bei zwei messbaren Merkmalen unterschieden. Da die Korrelationsanalyse die Stärke und die Richtung eines Zusammenhanges feststellt, kann eine positive Korrelation, eine negative Korrelation oder gar kein Zusammenhang ermittelt werden. Sind die Daten annähernd normalverteilt, wird der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Ist dies nicht der Fall, so kommt der Korrelationskoeffizient nach Spearman zum Einsatz.

Bei der linearen Regressionsanalyse muss zunächst geklärt werden, ob überhaupt ein linearer Zusammenhang besteht. Anschließend wird eine Regressionsgerade bestimmt und die Vertrauensgrenzen für den Regressionskoeffizienten festgesetzt.

Wenn zwischen zwei Merkmalen  $X$  und  $Y$  mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten eine Abhängigkeit festgestellt wurde, dann kann der funktionale Zusammenhang  $Y = f(X)$  ermittelt werden.

Die Regressionsgerade besitzt dann die Formel  $Y(X) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot X$ , wobei die Regressionskoeffizienten  $\tilde{a}$  und  $\tilde{b}$  Schätzwerte der theoretischen Parameter  $a$  und  $b$  darstellen. Die Zufallsgröße  $Y$  hängt im Mittel von dem festen  $X$ -Wert linear ab.

Da sich nun die Frage stellt, wie genau die Wiedergabe der theoretischen Parameter  $a$  und  $b$  durch die Schätzwerte erfolgte, ist die Festlegung von Vertrauensgrenzen für die Regressionskoeffizienten von Nöten. Mit Hilfe der Konfidenzintervalle für  $a$  und  $b$  ist es auch möglich, einen Konfidenzbereich für die unbekannte Regressionsgerade anzugeben [39].

# Kapitel 3

## Ergebnisse

### 3.1 Genauigkeit und Präzision des GE Lunar DPX-IQ ohne Wirbelsäulenphantom

#### 3.1.1 „Adult“- Modi

##### 3.1.1.1 „Adult normal“- Modus

Tabelle 3.1: VCP-Messergebnisse für „Adult normal“  
ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	6,80	21,80	44,50
2	7,20	21,40	45,10
3	7,30	21,30	44,50
4	7,90	21,80	45,10
Mittelwert	7,30	21,58	44,80
Standardabweichung	0,45	0,26	0,35
Variationskoeffizient [%]	6,23	1,22	0,77

**Genauigkeit** Da die Genauigkeit ein Maß für die Übereinstimmung zwischen den Messergebnissen und dem wahren Wert der Messgröße ist, zeigte die mittlere Fettstufe des Phantoms in diesem Modus die größte Genauigkeit. Die Ergebnisse der höchsten Fettstufe waren dagegen am ungenauesten.

**Präzision** Die Präzision ist ein Maß für die Übereinstimmung zwischen unabhängigen Messergebnissen unter festen Bedingungen. Liegen also mehrere Messwerte dicht beieinander, so hat die Messmethode eine hohe Präzision. [17]



Diese Reproduzierbarkeit von Ergebnissen wird am besten durch die Bestimmung der Standardabweichung sowie des Variationskoeffizienten bewertet. Die Standardabweichung lag zwischen 0,26 bei der „Medium Fat“- Konfiguration und 0,45 bei der „Low Fat“- Konfiguration. Der Variationskoeffizient ist umso größer, je niedriger die eingestellte Fettkonfiguration ist. Seine Werte betrugen 6,23 bei der niedrigsten Fettstufe und 0,77 bei der höchsten Fettstufe.

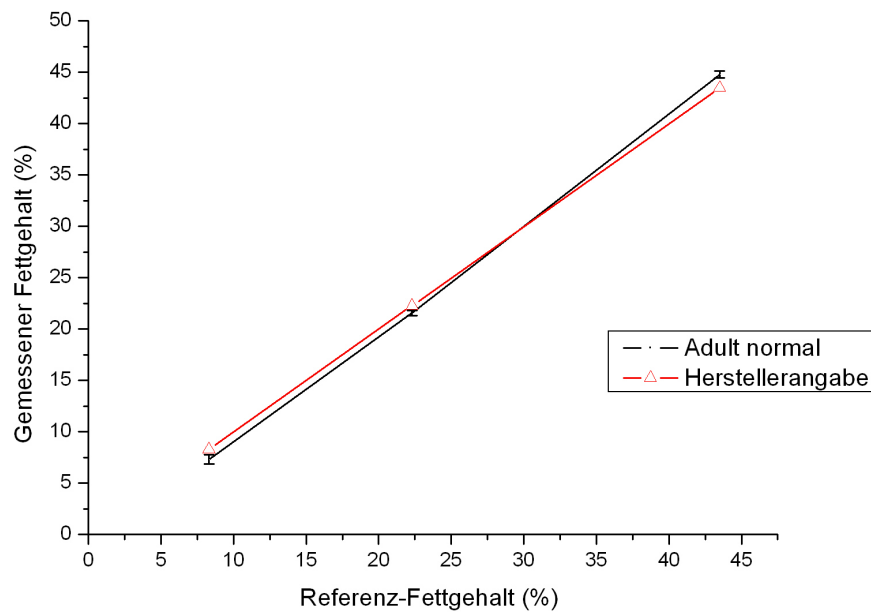


Abbildung 3.1: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult normal“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.1)** Die Messkurve schneidet die Herstellerkurve im Punkt (26%; 26% Fett). Die Messkurve besitzt darüber hinaus einen steileren Anstieg. Der Schnittpunkt mit der y-Achse (extrapoliert) befindet sich bei  $-2\%$  des gemessenen Fettgehaltes und liegt damit 2% unter der Herstellerkurve.

## 3.1.1.2 „Adult schnell“- Modus

Tabelle 3.2: VCP-Messergebnisse für „Adult schnell“  
ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

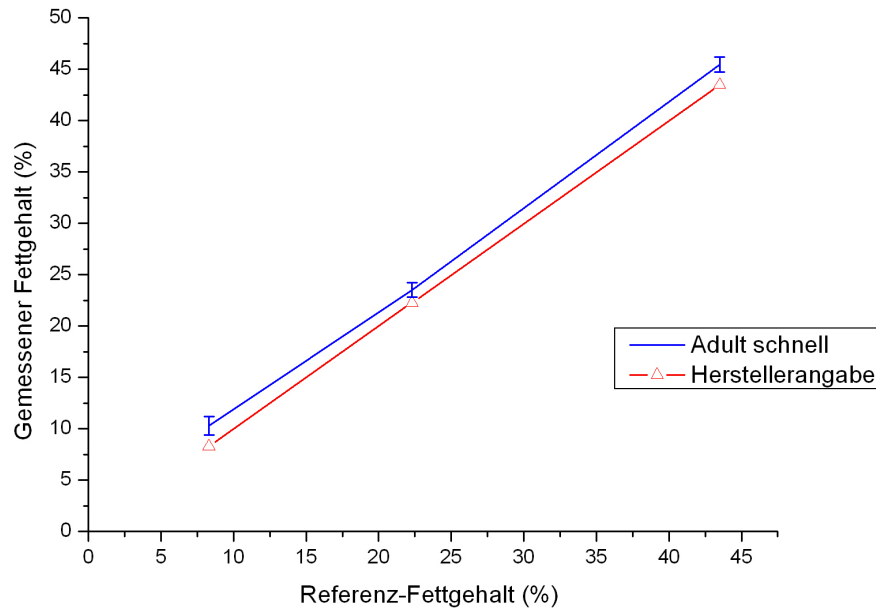
Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	10,10	24,50	44,90
2	10,00	23,00	46,20
3	9,50	23,00	46,00
4	11,60	23,60	44,80
Mittelwert	10,30	23,53	45,48
Standardabweichung	0,91	0,71	0,73
Variationskoeffizient [%]	8,79	3,01	1,60

**Genauigkeit** Die Ergebnisse der mittleren Fettstufe des Phantoms waren in diesem Modus am genauesten.

**Präzision** Die mittlere Fettstufe besaß ebenfalls mit einer Standardabweichung von 0,71 die höchste Präzision. Die Messergebnisse der hohen Fettstufe ergaben eine ähnliche Standardabweichung von 0,73. Dagegen erzielte die niedrige Fettstufe mit 0,91 die schlechteste Präzision.

Der Variationskoeffizient liegt zwischen 1,6 bei der „High Fat“- Konfiguration und 8,79 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

**Diagramm (Abb. 3.2)** Der Verlauf der Messkurve über der Herstellerkurve zeigt die Überbewertung des Fettgehaltes bei allen drei Fettstufen. Die Messkurve besitzt im unteren Abschnitt einen flacheren, im oberen Abschnitt dagegen einen steileren Anstieg als die Herstellerkurve. Hierdurch ist erkennbar, dass die Genauigkeit der Messergebnisse beim mittleren Fettgehalt am größten ist. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt bei 2,5% des gemessenen Fettgehaltes und differiert dementsprechend um 2,5% gegenüber der Herstellerangabe.



Abbildungung 3.2: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult schnell“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

### 3.1.1.3 „Adult screening“- Modus

Tabelle 3.3: VCP-Messergebnisse für „Adult screening“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	11,30	23,10	46,50
2	9,50	23,50	45,20
3	10,00	22,10	45,90
4	9,90	23,00	46,50
Mittelwert	10,18	22,93	46,03
Standardabweichung	0,78	0,59	0,62
Variationskoeffizient [%]	7,67	2,58	1,34

**Genauigkeit** Die Messergebnisse der „Medium Fat“- Konfiguration des Phantoms zeigten auch in diesem Modus die größte Genauigkeit.

**Präzision** Die mittlere Fettstufe besaß ebenfalls mit einer Standardabweichung von 0,59 die höchste Präzision. Dagegen ergaben die Messwerte der niedrigen Fettstufe lediglich eine Standardabweichung von 0,78 und damit die schlechteste Präzision. Der Variationskoeffizient ist umso niedriger, je größer der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist. Er liegt zwischen 1,34 bei der „High Fat“- Konfiguration und 7,67 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

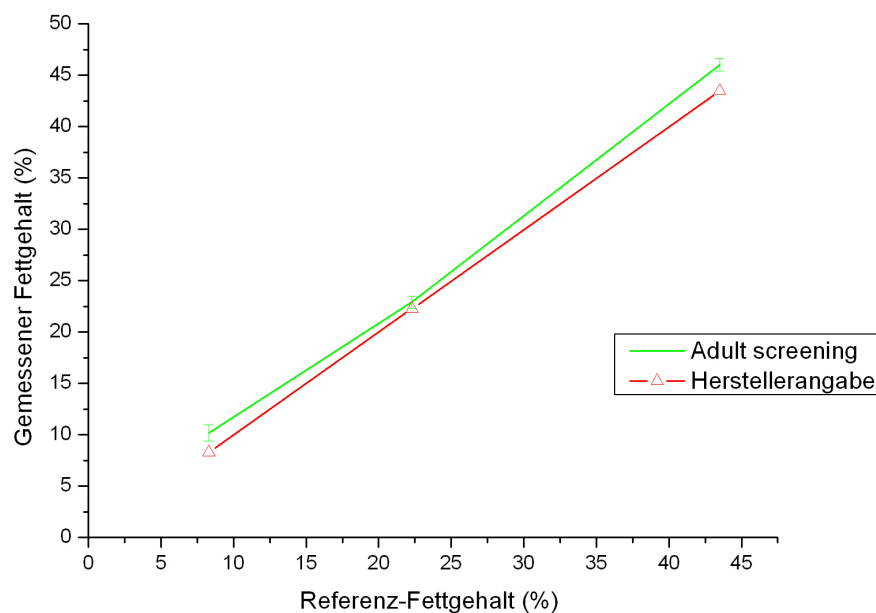


Abbildung 3.3: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult screening“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.3)** Da die Messkurve über der Herstellerkurve liegt, wird der Fettgehalt bei allen drei Fettstufen überschätzt. Weil der Graph im unteren Abschnitt einen flacheren, im oberen Abschnitt dagegen einen steileren Anstieg als die Herstellerkurve besitzt, ist die Genauigkeit der Messergebnisse beim mittleren Fettgehalt am größten. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt bei 1% des gemessenen Fettgehaltes und damit 1% über dem der Herstellerkurve.

### 3.1.2 „Pediatric“- Modi

#### 3.1.2.1 „Pediatric small“- Modus

Tabelle 3.4: VCP-Messergebnisse für „Pediatric small“  
ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

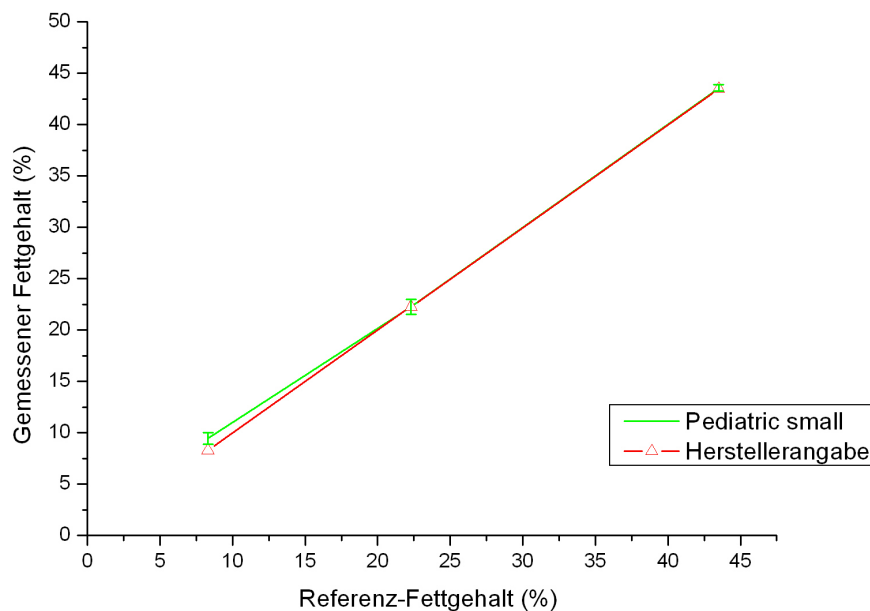
Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,80	22,40	43,70
2	9,40	21,30	43,50
3	8,70	22,30	43,90
4	9,90	23,10	43,20
Mittelwert	9,45	22,28	43,58
Standardabweichung	0,54	0,74	0,30
Variationskoeffizient [%]	5,76	3,33	0,69

**Genauigkeit** Die Messungen der „High Fat“ und der „Medium Fat“- Konfiguration erzielten in diesem Modus die größte Genauigkeit.

**Präzision** Die Messergebnisse der „High Fat“- und der „Low Fat“- Konfiguration waren mit einer Standardabweichung von 0,3 und 0,54 ebenfalls präziser als die Ergebnisse der „Medium Fat“- Konfiguration mit einer Standardabweichung von 0,74.

Der Variationskoeffizient lag zwischen 0,69 beim hohen Fettgehalt des Phantoms und 5,76 beim niedrigen Fettgehalt.

**Diagramm (Abb. 3.4)** Die Messkurve befindet sich etwas oberhalb der Herstellerkurve, wobei die „Medium Fat“ Werte und die „High Fat“ Werte mit denen der Herstellerangabe annähernd identisch sind. Dies bedeutet, dass lediglich die Messwerte des niedrigen Fettgehalts geringgradig überschätzt wurden. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse beträgt 1% des gemessenen Fettgehaltes und liegt somit 1% oberhalb des Schnittpunkts der Herstellerkurve mit der y-Achse.



Abbildungung 3.4: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric small“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

### 3.1.2.2 „Pediatric medium“- Modus

Tabelle 3.5: VCP-Messergebnisse für „Pediatric medium“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	8,10	19,90	42,80
2	7,60	21,40	43,70
3	7,30	19,80	42,30
4	9,20	21,80	44,50
Mittelwert	8,05	20,73	43,33
Standardabweichung	0,83	1,02	0,97
Variationskoeffizient [%]	10,37	4,94	2,25

**Genauigkeit** Die Messwerte der niedrigen gefolgt von der hohen Fettstufe des Phantoms waren in diesem Modus am genauesten.

**Präzision** Die präzisesten Messergebnisse konnten mit der „Low Fat“- Konfiguration des Pantoms mit einer Standardabweichung von 0,83 erzielt werden. Die höchste Standardabweichung von 1,02 ergaben die Messergebnisse der „Medium Fat“- Konfiguration.

Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und lag zwischen 2,25 beim hohen Fettgehalt und 10,37 beim niedrigen Fettgehalt.

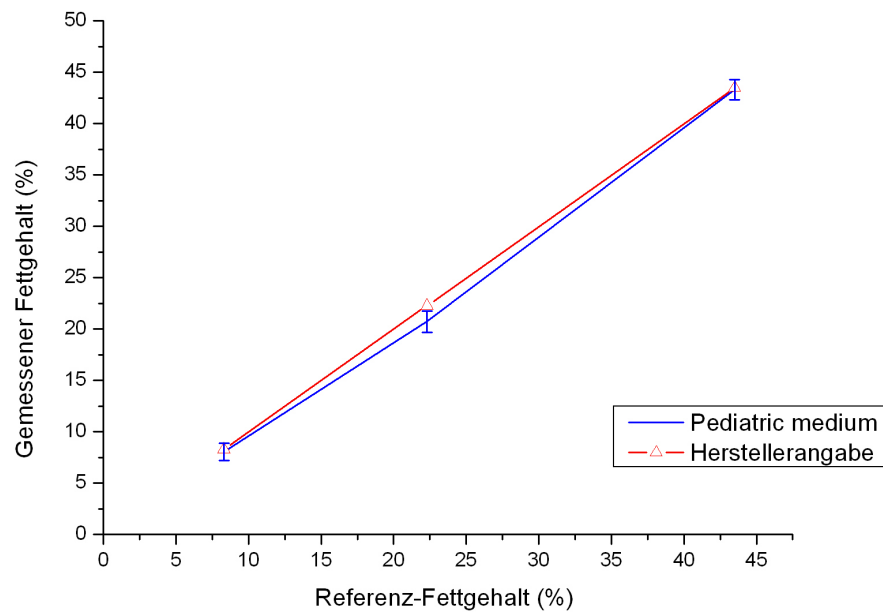


Abbildung 3.5: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric medium“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.5)** Die Messkurve verläuft etwas unterhalb der Herstellerkurve, wobei die „Low Fat“ und die „High Fat“ Werte mit denen der Herstellerangabe annähernd identisch sind. Lediglich die Messwerte des mittleren Fettgehaltes werden geringgradig unterschätzt. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse beträgt  $-1\%$  des gemessenen Fettgehaltes und liegt somit  $1\%$  unterhalb des Schnittpunkts der Herstellerangabe mit der y-Achse.

## 3.1.2.3 „Pediatric large“- Modus

Tabelle 3.6: VCP-Messergebnisse für „Pediatric large“  
ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

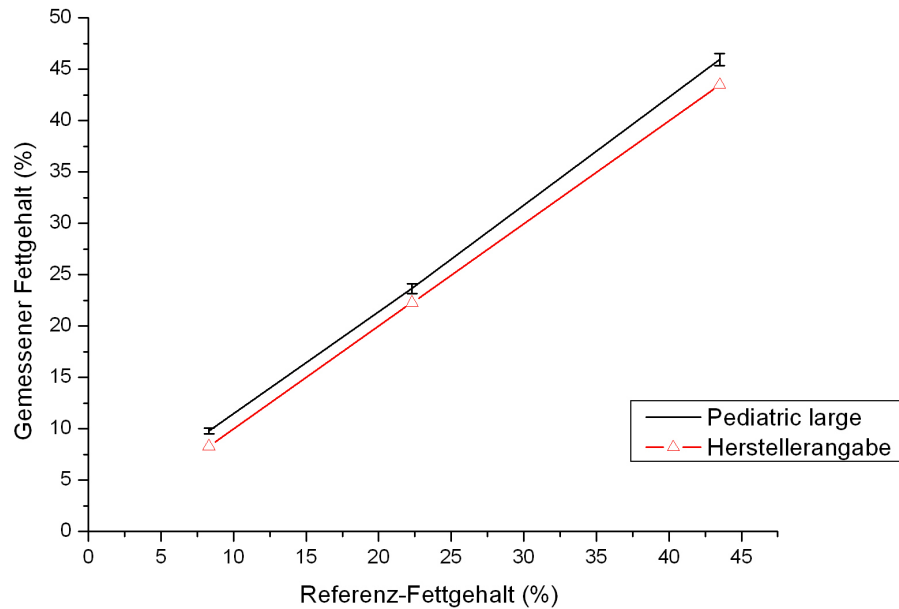
Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,90	24,30	46,70
2	10,00	23,60	45,80
3	9,40	23,20	45,30
4	9,90	23,50	46,10
Mittelwert	9,80	23,65	45,98
Standardabweichung	0,27	0,47	0,59
Variationskoeffizient [%]	2,76	1,97	1,27

**Genauigkeit** Die mittlere Fettstufe des Phantoms zeigte in diesem Modus die größte Genauigkeit. Die Messergebnisse der höchsten Fettstufe waren dagegen am ungenauesten.

**Präzision** Je niedriger der eingestellte Fettgehalt des Phantoms ist, umso präziser waren die erhaltenen Messergebnisse. Die Standardabweichung lag also zwischen 0,27 bei der niedrigen Fettstufe und 0,59 bei der hohen Fettstufe. Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und besitzt Werte zwischen 1,27 und 2,76.

**Diagramm (Abb. 3.6)** Die Überschätzung des Fettgehaltes kommt durch die Lage der Messkurve oberhalb der Herstellerkurve zum Ausdruck. Während die Messkurve im unteren Abschnitt einen etwas flacheren Anstieg aufweist, steigt sie im oberen Abschnitt steiler als die Herstellerkurve an. Dadurch ist die Genauigkeit der Messergebnisse beim mittleren Fettgehalt am größten. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt bei 1% des gemessenen Fettgehaltes. Hier weicht der Fettgehalt also 1% gegenüber der Herstellerangabe ab.





Abbildungung 3.6: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric large“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

### 3.1.3 „Kleintiermodi“

#### 3.1.3.1 „Detail langsam“- Modus

Tabelle 3.7: VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper  
„Detail langsam“ (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	24,00	30,40	50,00
2	22,70	30,50	51,40
3	23,30	30,20	50,30
4	24,20	30,00	51,10
Mittelwert	23,55	30,28	50,70
Standardabweichung	0,69	0,22	0,66
Varianzkoeffizient [%]	2,91	0,73	1,30

**Genauigkeit** Die Ergebnisse der „High Fat“- und der „Medium Fat“- Konfiguration waren auch in diesem Modus am genauesten, obgleich relativ ungenau.

**Präzision** Die Messungen der „Medium Fat“- Konfiguration erzielten mit einer Standardabweichung von 0,22 die präzisesten Ergebnisse. Die Messergebnisse der höchsten und der niedrigsten Fettstufe besaßen eine ähnliche Standardabweichung von 0,66 und 0,69.

Der Variationskoeffizient liegt bei diesem Modus zwischen 0,73 bei den Ergebnissen der mittleren Fettstufe und 2,91 bei denen der niedrigen Fettstufe.

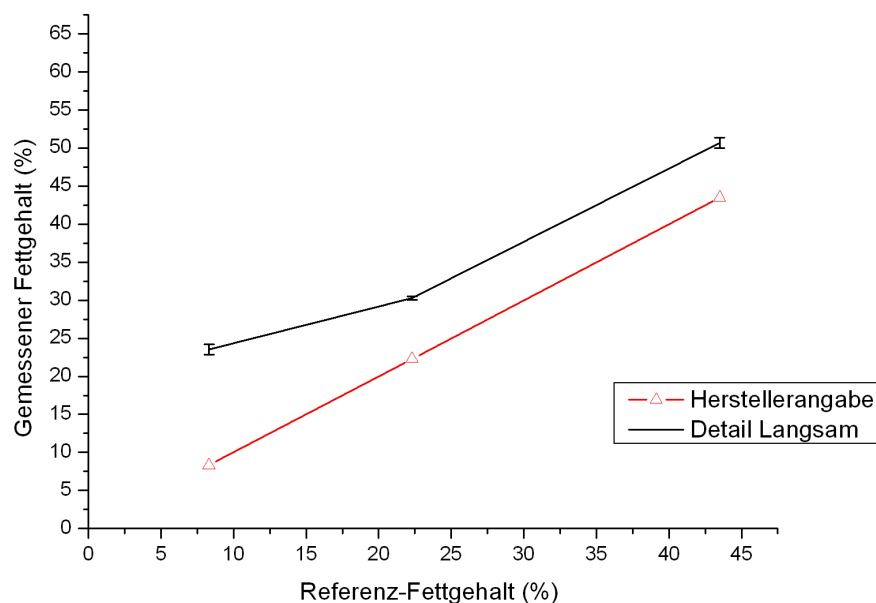


Abbildung 3.7: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „Detail langsam“ (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.7)** Da die Messkurve weit über der Herstellerkurve verläuft, sind die Messergebnisse in diesem Modus sehr ungenau. Diese deutliche Überschätzung des Fettgehaltes kommt auch in dem Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse von 15% zum Ausdruck, denn er liegt 15% über dem Schnittpunkt der Herstellerkurve mit der y-Achse.

Der Verlauf der Messkurve ist beim niedrigen bis zum mittleren Fettgehalt flacher als die Herstellerkurve. Beim höheren Fettgehalt wird der Anstieg dann etwas steiler, so dass dann beide Kurven annähernd parallel verlaufen.

## 3.1.3.2 „Detail mittel“- Modus

Tabelle 3.8: VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper  
„Detail mittel“ (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	31,40	42,60	58,10
2	30,00	40,00	58,00
3	29,90	39,40	57,20
4	29,50	41,70	58,00
Mittelwert	30,20	40,93	57,83
Standardabweichung	0,83	1,48	0,42
Varianzkoeffizient [%]	2,74	3,62	0,73

**Genauigkeit** Je höher der am Phantom eingestellte Fettgehalt desto genauer waren die erzielten Messergebnisse.

**Präzision** Die Messergebnisse der „High Fat“- Konfiguration besaßen neben der größten Genauigkeit außerdem die größte Präzision mit einer Standardabweichung von 0,42. Die Ergebnisse der „Medium Fat“- Konfiguration ergaben die geringste Präzision und die größte Standardabweichung von 1,48.

Der Variationskoeffizient liegt bei diesem Modus zwischen 0,73 bei den Ergebnissen der höchsten Fettstufe und 3,62 bei denen der mittleren Fettstufe.

**Diagramm (Abb. 3.8)** Da die Messkurve in diesem Modus weit über der Herstellerangabe liegt, wird der Fettgehalt deutlich überschätzt. Der flachere Verlauf der Messkurve macht die zunehmende Genauigkeit mit dem steigenden Fettgehalt deutlich.

Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse beträgt 23% des gemessenen Fettgehaltes und liegt somit 23% oberhalb des Schnittpunkts der Herstellerangabe mit der y-Achse.

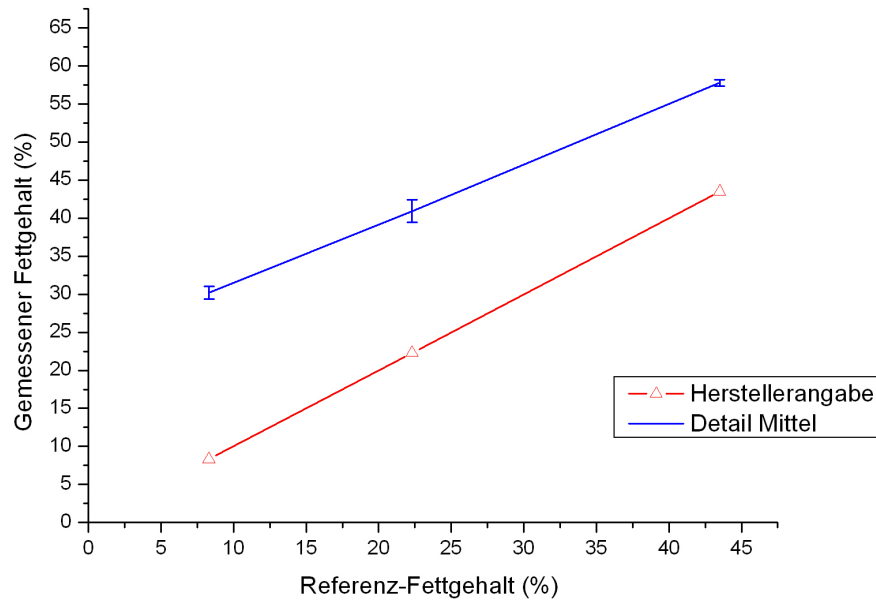


Abbildung 3.8: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „Detail mittel“ (GE Lunar)

### 3.1.3.3 „High Resolution langsam“- Modus

Tabelle 3.9: VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper „High Resolution langsam“ (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	37,40	46,90	61,60
2	38,80	46,80	60,70
3	41,10	50,20	60,90
4	40,50	49,70	60,50
Mittelwert	39,45	48,40	60,93
Standardabweichung	1,68	1,80	0,48
Varianzkoeffizient [%]	4,25	3,72	0,79

**Genauigkeit** Je höher der am Phantom eingestellte Fettgehalt desto genauer waren auch bei diesem Modus die erzielten Messergebnisse.

**Präzision** Die Messergebnisse der „High Fat“- Konfiguration besaßen neben der größten Genauigkeit ebenfalls die größte Präzision mit einer Standardabweichung von 0,48. Die Ergebnisse beim mittleren und beim niedrigen Fettgehalt ergaben eine ähnliche Standardabweichung von 1,8 und 1,68.

Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und liegt zwischen 0,79 bei der „High Fat“- Konfiguration und 4,25 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

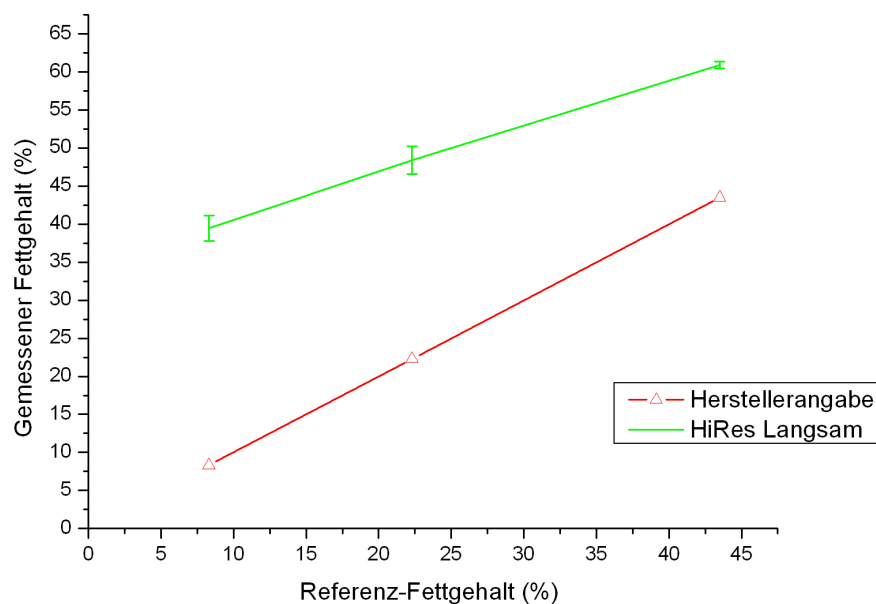


Abbildung 3.9: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „High Resolution langsam“ (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.9)** Der Fettgehalt wird auch in diesem Modus deutlich überschätzt. Da die Messkurve flacher verläuft als die Kurve der Herstellerangabe, nimmt die Genauigkeit mit steigendem Fettgehalt zu.

Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse beträgt 35% des gemessenen Fettgehaltes und liegt somit 35% oberhalb des Schnittpunkts der Herstellerangabe mit der y-Achse.

### 3.1.3.4 „High Resolution mittel“- Modus

**Genauigkeit** Die Messergebnisse der „High Fat“- Konfiguration besaßen auch bei diesem Scanmodus die größte Genauigkeit, wichen aber stark von der Herstellerangabe ab.

Tabelle 3.10: VCP Messergebnisse für Kleintierganzkörper  
„High Resolution mittel“ (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	59,90	61,40	65,80
2	60,00	61,70	65,90
3	58,70	62,10	66,10
4	59,70	61,40	66,20
Mittelwert	59,58	61,65	66,00
Standardabweichung	0,60	0,33	0,18
Varianzkoeffizient [%]	1,00	0,54	0,28

**Präzision** Mit steigendem Fettgehalt wurden sowohl genauere als auch präzisere Messergebnisse erzielt. Die Ergebnisse der „High Fat“- Konfiguration ergaben die geringste Standardabweichung von 0,18, dagegen war die Standardabweichung bei der „Low Fat“- Konfiguration 0,6.

Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und liegt zwischen 0,28 bei der höchsten Fettstufe und 1,0 beim niedrigen Fettgehalt.

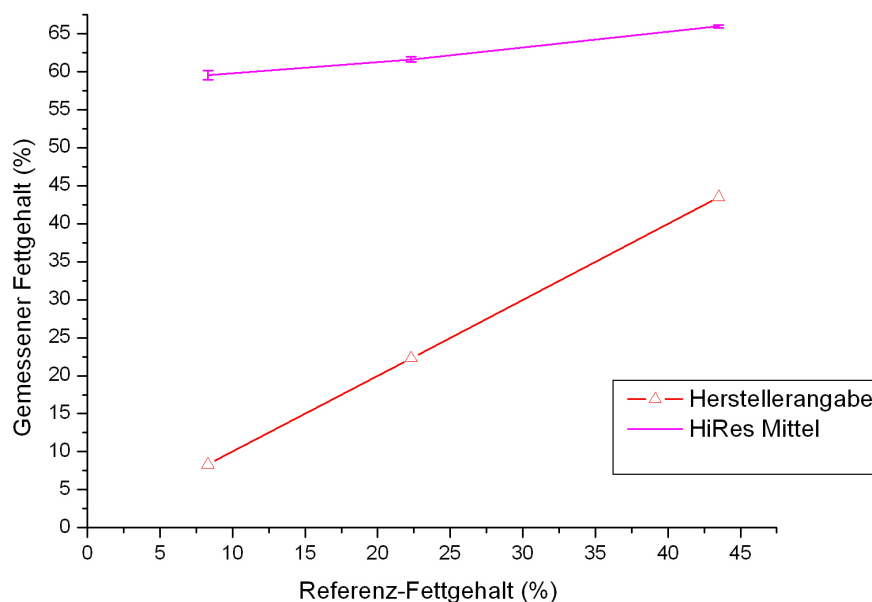


Abbildung 3.10: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „High Resolution mittel“ (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.10)** Da die Messkurve in diesem Modus noch weiter über der Herstellerangabe liegt, sind die Messergebnisse sehr ungenau und der Fettgehalt wird stark überschätzt. Der flachere Verlauf der Messkurve macht die zunehmende Genauigkeit mit steigender Fettkonfiguration deutlich.

Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse beträgt 58% des gemessenen Fettgehaltes und liegt somit 58% oberhalb des Schnittpunkts der Herstellerangabe mit der y-Achse.

### 3.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse des GE Lunar ohne Wirbelsäulenphantom

Die Messergebnisse des Gerätes GE Lunar DPX-IQ ohne Anwendung des Wirbelsäulenphantoms wichen bei den Einstellungen „Pediatric small“ und „Pediatric medium“ nur geringgradig von dem durch den Hersteller angegebenen Fettgehalt ab. Auffällig dagegen war die große Ungenauigkeit der Messungen mit dem „Kleintiermodus“, insbesondere mit der Aufnahme „High Resolution mittel“.

Die niedrigste Standardabweichung und damit die größte Präzision ergaben die Messungen bei allen drei Fettstufen mit dem Modus „Adult normal“ sowie „Pediatric large“. Trotz der starken Abweichungen von der Herstellerangabe besitzen die „Kleintiermodi“ eine mit den „Adult“- und „Pediatric“- Einstellungen vergleichbare Standardabweichung.

Die Messkurven der „Adult“- und „Pediatric“- Aufnahmen verlaufen sehr nahe bei der Kurve der Herstellerangabe. Sie besitzen einen ähnlichen Anstieg und somit einen fast parallelen Verlauf. Die „Adult“- Kurven verlaufen mit Ausnahme der „Adult normal“- Kurve ausschließlich oberhalb der Herstellerkurve. Die „Pediatric“- Kurven liegen dagegen außer der Messkurve des „Pediatric large“- Modus unter der Kurve der Herstellerangabe. Bei den graphischen Darstellungen der Messergebnisse der Kleintiereinstellung sind die Lage weit oberhalb der Herstellerangabe sowie der flachere Anstieg auffällig.

## 3.2 Genauigkeit und Präzision des GE Lunar DPX-IQ mit Wirbelsäulenphantom

### 3.2.1 „Adult“- Modi

#### 3.2.1.1 „Adult normal“- Modus

**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse steigt mit zunehmendem Fettgehalt des Phantoms.

**Präzision** Ebenso wie die Genauigkeit wird auch die Präzision mit steigender Fettkonfiguration größer. Die Messergebnisse der „Low Fat“- Konfiguration ergaben die größte

Tabelle 3.11: VCP-Messergebnisse für „Adult normal“  
mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	6,40	21,00	43,40
2	5,70	20,90	44,00
3	6,70	21,50	44,10
4	6,60	21,60	43,80
Mittelwert	6,35	21,25	43,83
Standardabweichung	0,45	0,35	0,31
Variationskoeffizient [%]	7,10	1,65	0,71

Standardabweichung von 0,45, dagegen betrug die Standardabweichung bei der „High Fat“- Konfiguration lediglich 0,31. Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und liegt zwischen 0,71 bei der höchsten Fettstufe und 7,1 beim niedrigen Fettgehalt.

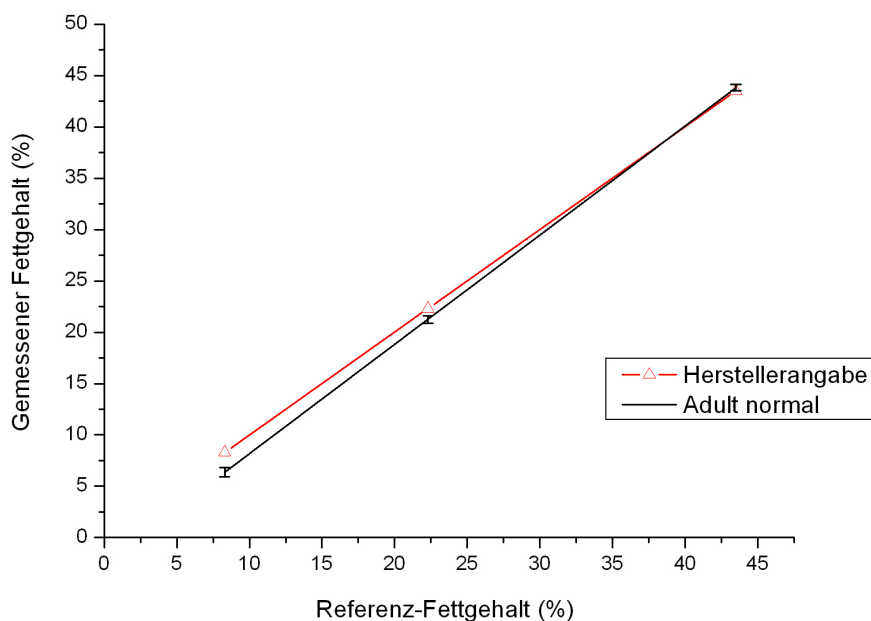


Abbildung 3.11: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für  
„Adult normal“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)



**Diagramm (Abb. 3.11)** Die Messkurve liegt mit Ausnahme der „High Fat“- Konfiguration unterhalb der Herstellerkurve. Dies ist ein Hinweis auf die Überschätzung des Fettgehaltes der „Low Fat“- und der „Medium Fat“- Konfiguration. Durch den steileren Anstieg der Messkurve gegenüber der Herstellerkurve besitzen beide Kurven einen gemeinsamen Schnittpunkt (37%; 37%). Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt bei  $-3\%$  und somit  $3\%$  unterhalb des Schnittpunktes der Herstellerangabe mit der y-Achse.

### 3.2.1.2 „Adult schnell“- Modus

Tabelle 3.12: VCP-Messergebnisse für „Adult schnell“  
mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,60	22,80	45,50
2	7,90	22,20	45,80
3	8,80	24,30	46,30
4	8,20	21,90	45,80
Mittelwert	8,63	22,80	45,85
Standardabweichung	0,75	1,07	0,33
Variationskoeffizient [%]	8,70	4,68	0,72

**Genauigkeit** Die Genauigkeit ist umso größer, je niedriger der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist.

**Präzision** Entgegen der Genauigkeit besitzen die Messergebnisse der „High Fat“- Konfiguration mit einer Standardabweichung von 0,33 die höchste Präzision. Die Ergebnisse beim mittleren Fettgehalt ergaben lediglich eine Standardabweichung von 1,07 und damit die geringste Präzision bei diesem Modus. Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab und besitzt Werte zwischen 0,72 bei der „High Fat“- Konfiguration und 8,7 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

**Diagramm (Abb. 3.12)** Der gemessene Fettgehalt liegt bei allen drei Fettstufen über der Herstellerangabe. Der steilere Anstieg der Messkurve verdeutlicht die größere Abweichung der Messgenauigkeit bei steigender Fettkonfiguration des Phantoms. Die Messkurve und die Kurve der Herstellerangabe besitzen einen gemeinsamen Schnittpunkt mit der y-Achse bei  $5\%$  des gemessenen Fettgehaltes.

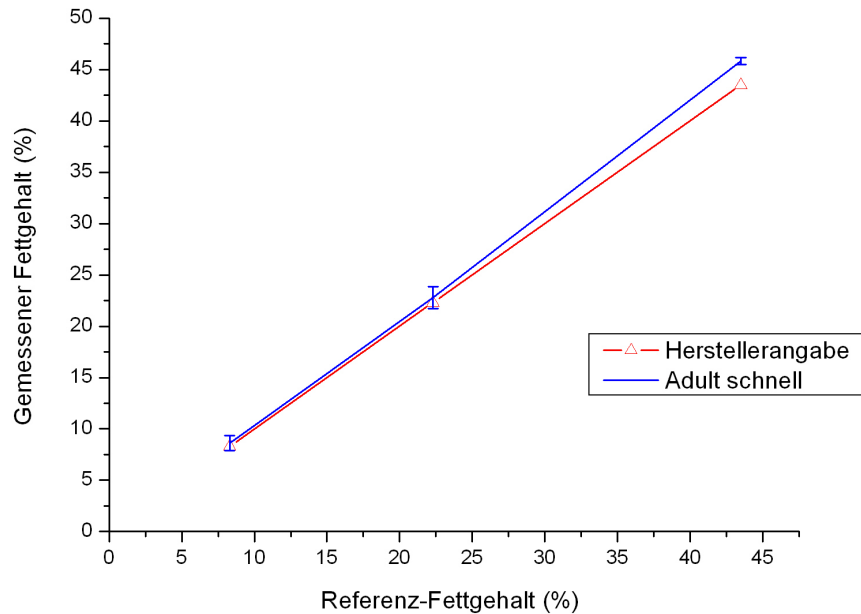


Abbildung 3.12: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult schnell“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

### 3.2.1.3 „Adult screening“- Modus

Tabelle 3.13: VCP-Messergebnisse für „Adult screening“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	7,50	23,30	45,90
2	7,90	21,80	45,90
3	7,90	23,20	44,40
4	9,80	23,50	45,90
Mittelwert	8,28	22,95	45,53
Standardabweichung	1,03	0,78	0,75
Variationskoeffizient [%]	12,50	3,38	1,65

**Genauigkeit** Je niedriger der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist, umso größer ist die Genauigkeit.

**Präzision** Ebenso wie die Genauigkeit nimmt auch die Präzision der Messergebnisse mit steigender Fettkonfiguration zu. Bei der „High Fat“- Konfiguration des Phantoms wurde die geringste Standardabweichung der Ergebnisse von 0,75 erzielt. Die höchste Standardabweichung von 1,03 ergaben die Messungen mit der niedrigen Fettstufe. Der Variationskoeffizient, welcher mit steigendem Fettgehalt abnimmt, liegt zwischen 1,65 („High Fat“- Konfiguration) und 12,50 („Low Fat“- Konfiguration).

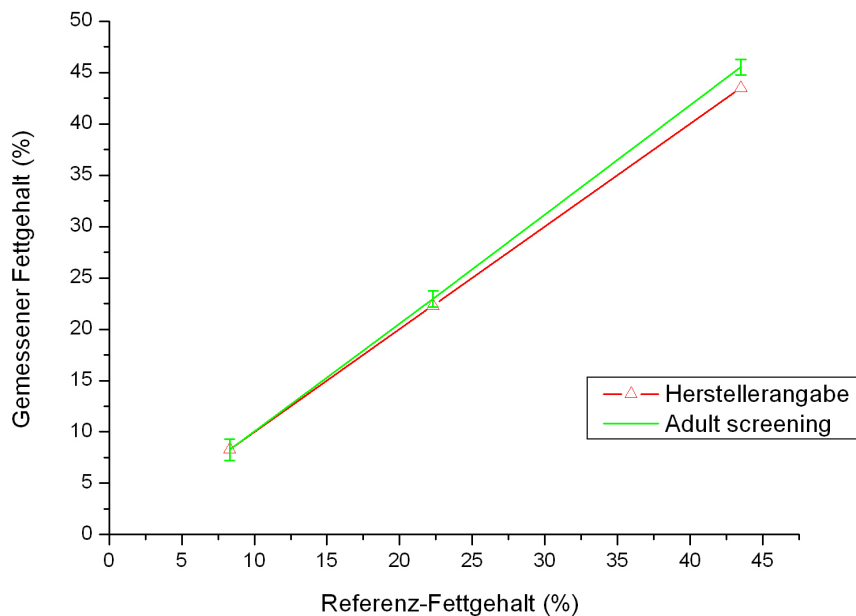


Abbildung 3.13: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult screening“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.13)** Der gemessene Fettgehalt der mittleren und der hohen Fettstufe liegt etwas über der Herstellerangabe. Der steilere Anstieg der Messkurve verdeutlicht die größere Abweichung der Messgenauigkeit bei steigender Fettkonfiguration des Phantoms. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt mit  $-1\%$  des gemessenen Fettgehaltes  $1\%$  unterhalb des Schnittpunktes der Herstellerkurve mit der y-Achse.

### 3.2.2 „Pediatric“- Modi

#### 3.2.2.1 „Pediatric small“- Modus

**Genauigkeit** Bei diesem Scanmodus wiesen die Ergebnisse, gemessen mit der „High Fat“- Konfiguration des Phantoms, die größte Genauigkeit auf. Die Messergebnisse beim mittleren Fettgehalt waren dagegen am ungenauesten.

Tabelle 3.14: VCP-Messergebnisse für „Pediatric small“  
mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	7,70	19,90	43,40
2	8,70	18,40	43,00
3	6,60	19,10	42,80
4	6,70	18,30	44,60
Mittelwert	7,43	18,93	43,45
Standardabweichung	0,98	0,74	0,81
Variationskoeffizient [%]	13,26	3,92	1,86

**Präzision** Die Messergebnisse der mittleren Fettkonfiguration des Phantoms sind mit einer Standardabweichung von 0,74 am präzisesten. Die Ergebnisse der „Low Fat“- Konfiguration ergaben die höchste Standardabweichung von 0,98 und damit die geringste Präzision. Der Variationskoeffizient liegt zwischen 1,86 („High Fat“- Konfiguration) und 13,26 („Low Fat“- Konfiguration).

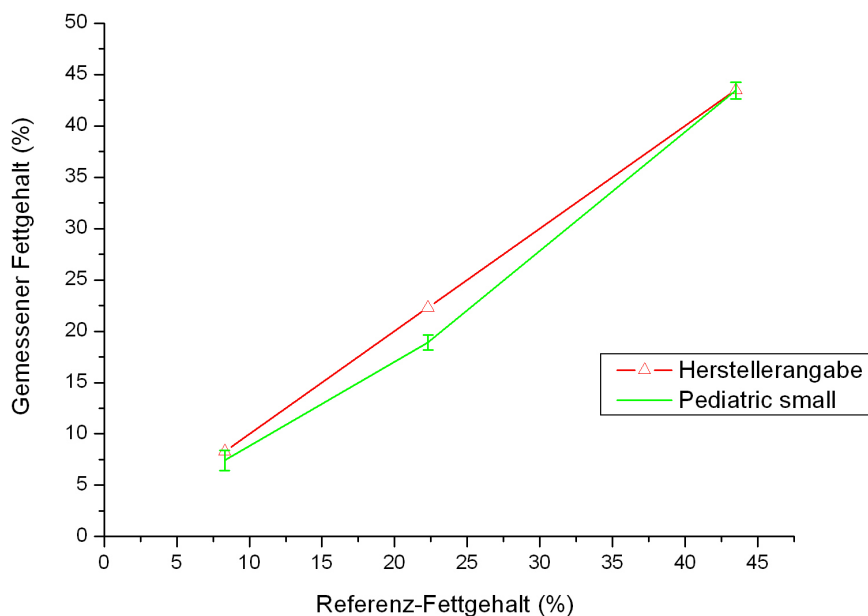


Abbildung 3.14: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für  
„Pediatric small“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.14)** Da die Messkurve in ihrer Gesamtheit unterhalb der Herstellerkurve liegt, wird der Fettgehalt in allen drei Fettkonfigurationen unterschätzt. Der Verlauf der Messkurve im Vergleich zur Herstellerkurve ist im unteren Abschnitt flacher und im oberen Abschnitt steiler. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt mit  $-3\%$  des gemessenen Fettgehaltes  $3\%$  unterhalb des Schnittpunktes der Herstellerkurve mit der y-Achse.

### 3.2.2.2 „Pediatric medium“- Modus

Tabelle 3.15: VCP-Messergebnisse für „Pediatric medium“  
mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	6,20	19,10	42,40
2	6,30	20,10	44,30
3	6,70	19,90	42,50
4	7,10	17,40	42,70
Mittelwert	6,58	19,13	42,98
Standardabweichung	0,41	1,23	0,89
Variationskoeffizient [%]	6,26	6,42	2,08

**Genauigkeit** Wie auch beim „Pediatric small“- Modus ergaben die Messergebnisse der höchsten Fettstufe die größte Genauigkeit. Die Phantommessungen beim mittleren Fettgehalt waren dagegen am ungenauesten.

**Präzision** Die Messungen der „Low Fat“- Konfiguration ergaben eine Standardabweichung von 0,41 und damit die höchste Präzision. Die geringste Präzision mit einer Standardabweichung von 1,23 wurde beim mittleren Fettgehalt erzielt. Der Variationskoeffizient war bei der „High Fat“- Konfiguration mit 2,08 am niedrigsten. Seinen höchsten Wert ergaben die Phantommessungen des mittleren Fettgehaltes mit 6,42.

**Diagramm (Abb. 3.15)** Der Fettgehalt wird in allen drei Fettkonfigurationen unterschätzt, da die Messkurve in ihrer Gesamtheit unterhalb der Herstellerkurve liegt. Die Messkurve verläuft im Vergleich zur Herstellerkurve im unteren Abschnitt flacher und im oberen Abschnitt steiler. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt mit  $-4\%$  des gemessenen Fettgehaltes  $4\%$  unterhalb des Schnittpunktes der Herstellerkurve mit der y-Achse.

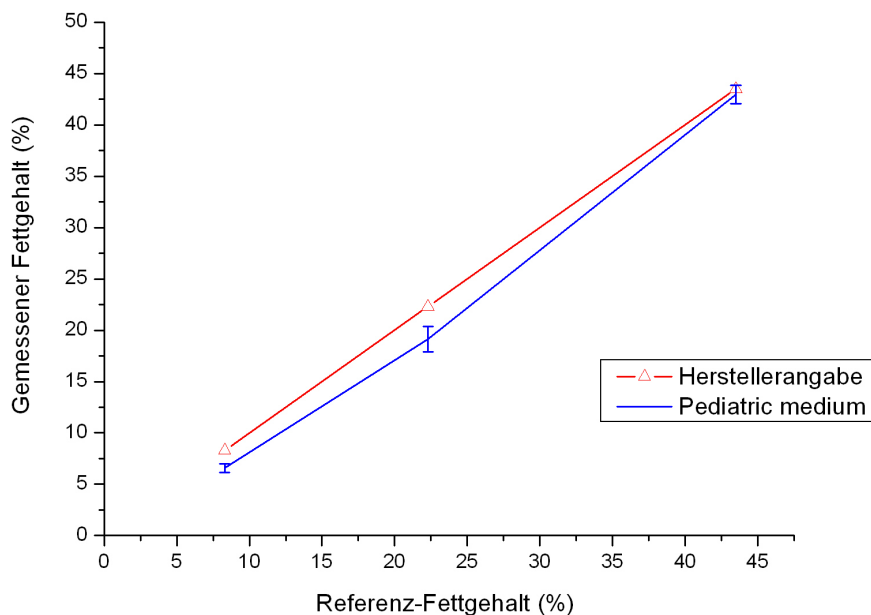


Abbildung 3.15: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric medium“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

### 3.2.2.3 „Pediatric large“- Modus

Tabelle 3.16: VCP-Messergebnisse für „Pediatric large“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,40	23,70	45,90
2	9,80	24,40	45,70
3	9,60	24,00	46,60
4	9,30	23,20	45,90
Mittelwert	9,53	23,83	46,03
Standardabweichung	0,22	0,51	0,39
Variationskoeffizient [%]	2,33	2,12	0,86

**Genauigkeit** Je niedriger die am Phantom eingestellte Fettkonfiguration desto genauere Messergebnisse konnten erzielt werden.

**Präzision** Die Standardabweichung der Messergebnisse liegt zwischen 0,22 bei der „Low Fat“- Konfiguration des Phantoms und 0,51 bei der „Medium Fat“- Konfiguration. Je höher der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist, umso niedriger ist der Variationskoeffizient. Seine Werte liegen zwischen 0,86 bei der „High Fat“- Konfiguration und 2,33 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

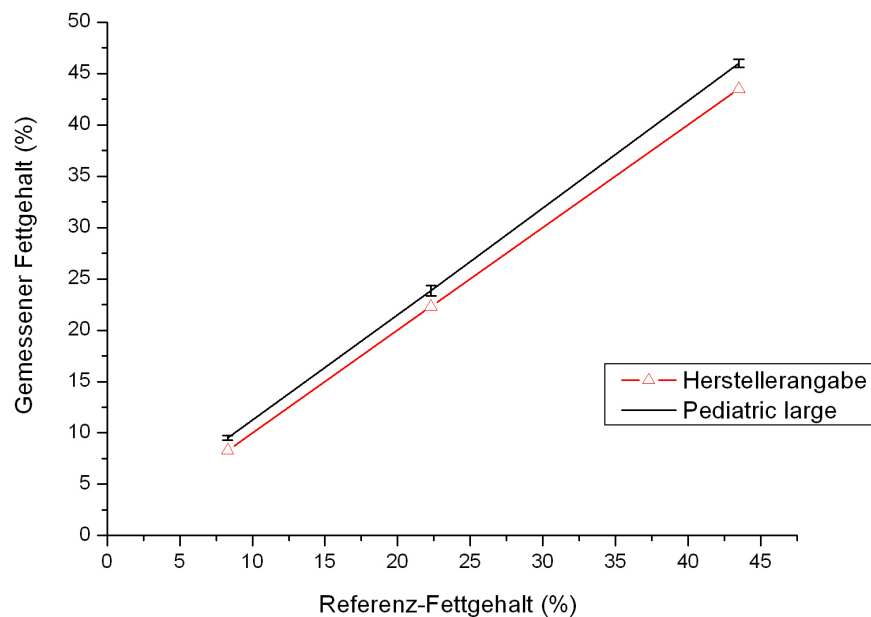


Abbildung 3.16: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric large“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar)

**Diagramm (Abb. 3.16)** Die Messkurve befindet sich oberhalb der Herstellerkurve. Beide Kurven besitzen einen nahezu parallelen Verlauf, wobei die Messkurve geringgradig steiler ansteigt. Der Schnittpunkt der Messkurve mit der y-Achse liegt mit 1% des gemessenen Fettgehaltes oberhalb des Schnittpunktes der Herstellerkurve mit der y-Achse.

### 3.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse des GE Lunar mit Wirbelsäulenphantom

Unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms wurden mit dem GE Lunar DPX-IQ die genauesten Ergebnisse mit dem „Adult schnell“- Modus gemessen. Eine Ausnahme hierbei bildet die „High Fat“- Konfiguration des Phantoms. Bei der höchsten Fettstufe ergab

der „Pediatric small“- Modus genauere Messergebnisse. Die Ergebnisse der Einstellungen „Pediatric large“ und „Pediatric medium“ wichen dagegen am stärksten vom angegebenen Fettgehalt ab.

Die größte Präzision erzielten die Messungen aller drei Fettstufen des Phantoms mit dem Modus „Adult normal“ sowie „Pediatric large“.

Die graphischen Darstellungen der Messergebnisse der „Adult“- Einstellungen zeigten alle einen sehr engen Verlauf und einen im Vergleich zur Herstellerkurve etwas steileren Anstieg. Mit Ausnahme der „Adult normal“- Kurve liegen alle Kurven etwas oberhalb der Herstellerkurve. Die graphischen Darstellungen der „Pediatric“- Aufnahmen besitzen einen nahezu parallelen Verlauf und sind weiter von der Herstellerkurve entfernt als die „Adult“- Kurven. Mit Ausnahme der „Pediatric large“- Kurve befinden sich diese Kurven unter der Herstellerangabe.



### 3.3 Genauigkeit des Norland XR26 mit Wirbelsäulenphantom

#### 3.3.1 „Ganzkörpermodus“

Tabelle 3.17: VCP-Messergebnisse für „Ganzkörpermodus“ mit Wirbelsäulenphantom (Norland)

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,20	25,60	46,30
2	10,50	28,20	52,00
3	8,20	21,20	49,00
4	9,20	26,70	49,20
Mittelwert	9,28	25,43	49,13
Standardabweichung	0,94	3,01	2,33
Variationskoeffizient [%]	10,17	11,84	4,74

**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse ist umso größer, je niedriger der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist.

**Präzision** Beim „Ganzkörpermodus“ wurde beim mittleren Fettgehalt von 22,3% die geringste Präzision mit einer Standardabweichung von 3,01 erreicht.

Die höchste Präzision mit einer Standardabweichung von 0,94 konnte beim niedrigsten Fettgehalt von 8,3% erzielt werden. Des weiteren wiesen die Messergebnisse bei der mittleren Fettkonfiguration mit 11,84 den höchsten Variationskoeffizienten auf. Der Variationskoeffizient ist mit 4,74 am niedrigsten bei den Messwerten des hohen Fettgehaltes.

**Diagramm (Abb. 3.17)** Da die Messkurve über der Herstellerkurve liegt, wird deutlich, dass der Fettgehalt bei allen drei Fettstufen überschätzt wird. Der steilere Anstieg der Messkurve gegenüber der Kurve der Herstellerangabe zeigt die größeren Abweichungen der Messwerte in der Genauigkeit beim hohen Fettgehalt.

Der Schnittpunkt mit der y-Achse ist bei beiden Kurven identisch und liegt im Koordinatenursprung.

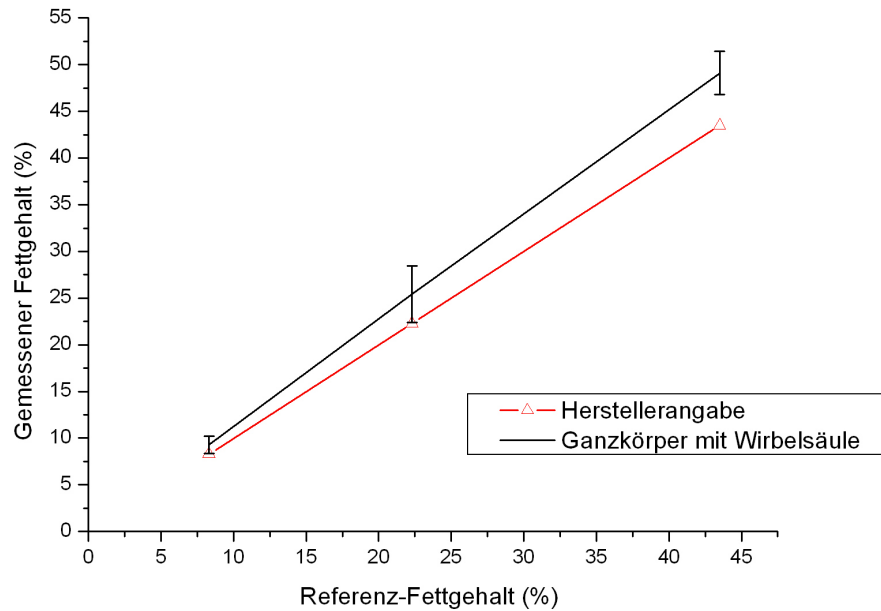


Abbildung 3.17: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Ganzkörpermodus“ mit Wirbelsäulenphantom (Norland)

### 3.3.2 „Forschungsmodus“

#### 3.3.2.1 Auflösung $6 \times 6$ [mm], Geschwindigkeit 60 [mm/s]

Tabelle 3.18: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
Auflösung  $6 \times 6$  [mm];  $v_{Scan} = 60 [\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	7,80	25,05	49,81
2	11,55	27,25	50,15
3	8,48	27,20	49,98
4	8,19	25,84	50,32
Mittelwert	9,01	26,34	50,07
Standardabweichung	1,72	1,08	0,22
Variationskoeffizient [%]	19,09	4,09	0,44

**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse ist umso größer, je niedriger der eingestellte Fettgehalt des Phantoms ist.

**Präzision** Je höher der Fettgehalt desto präzisere Ergebnisse konnten gemessen werden. Dabei wurde bei einem Fettgehalt von 8,3% mit einer Standardabweichung von 1,72 die geringste Präzision erzielt. Die präzisesten Messwerte wurden mit einer Standardabweichung von 0,22 beim hohen Fettgehalt erhalten.

Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab. Bei der „High Fat“- Konfiguration beträgt er 0,44, dagegen liegt er bei der „Low Fat“- Konfiguration mit 19,09 deutlich über diesem Wert.

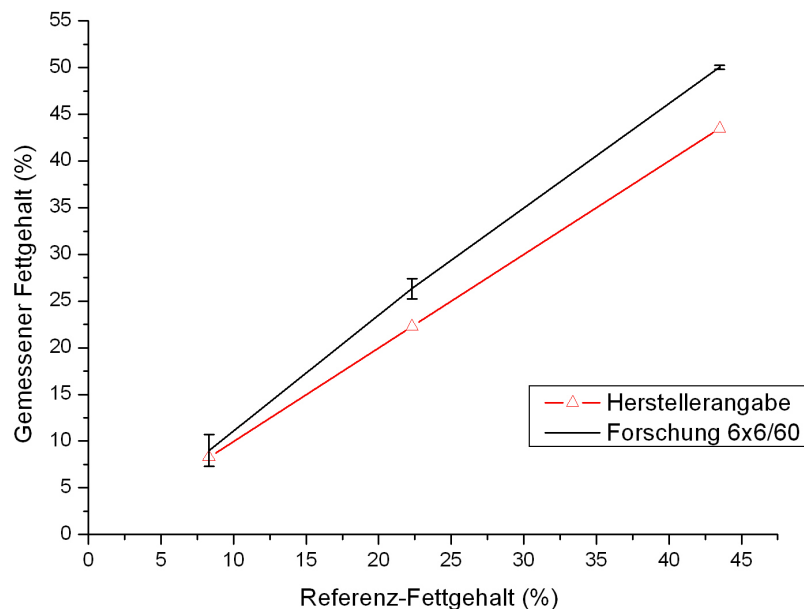


Abbildung 3.18: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
Auflösung  $6 \times 6$  [mm] ;  $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$

**Diagramm (Abb. 3.18)** Wiederum wird der Fettgehalt, durch den Messkurvenverlauf weit oberhalb der Herstellerkurve erkennbar, bei allen drei Fettstufen deutlich überbewertet. Überdies verdeutlicht der steilere Anstieg der Messkurve die größeren Abweichungen der Genauigkeit der Messwerte beim hohen Fettgehalt. Der Wert des Schnittpunktes mit der y-Achse beider Kurven beträgt 0% des gemessenen Fettgehaltes.

**3.3.2.2 Auflösung  $6 \times 6$  [mm], Geschwindigkeit 30 [mm/s]**

Tabelle 3.19: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $6 \times 6$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	8,57	25,65	50,95
2	9,06	24,68	50,11
3	9,61	25,62	50,28
4	8,80	26,76	50,12
Mittelwert	9,01	25,68	50,37
Standardabweichung	0,45	0,85	0,40
Variationskoeffizient [%]	4,96	3,31	0,79

**Genauigkeit** Je niedriger der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist, umso größer ist die Genauigkeit der Messergebnisse.

**Präzision** Bei den Messwerten der „High Fat“- Konfiguration wurde die größte Präzision mit einer Standardabweichung von 0,4 erhalten. Die Messergebnisse beim mittleren Fettgehalt besaßen mit einer Standardabweichung von 0,85 die geringste Präzision. Da der Variationskoeffizient mit zunehmendem Fettgehalt abnimmt, erreicht er bei der „High Fat“- Konfiguration mit 0,79 seinen niedrigsten Wert.

**Diagramm (Abb. 3.19)** Auch in diesem Scanmodus wird der Fettgehalt bei allen drei Fettstufen überschätzt, da die Messkurve deutlich über der Herstellerkurve liegt. Die größere Ungenauigkeit der Messwerte beim hohen Fettgehalt bringt der steilere Anstieg der Messkurve gegenüber der Kurve der Herstellerangabe zum Ausdruck. Der Schnittpunkt mit der y-Achse ist bei beiden Kurven identisch und liegt im Koordinatenursprung.

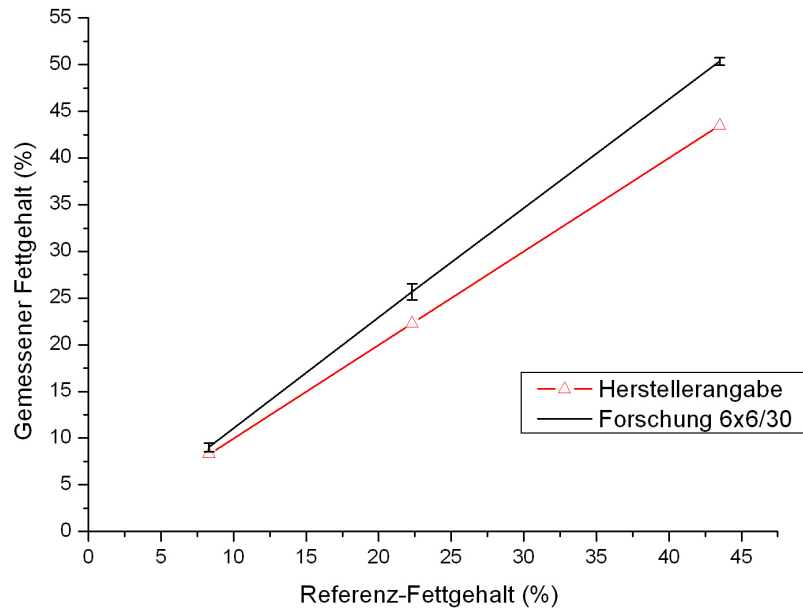


Abbildung 3.19: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $6 \times 6$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$

### 3.3.2.3 Auflösung $3 \times 3$ [mm], Geschwindigkeit 60 [mm/s]

Tabelle 3.20: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $3 \times 3$  [mm] ;  $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	10,75	27,31	54,13
2	10,70	31,00	49,33
3	12,14	26,95	49,05
4	11,63	26,32	49,93
Mittelwert	11,31	27,90	50,61
Standardabweichung	0,70	2,11	2,38
Variationskoeffizient [%]	6,21	7,56	4,69

**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse ist umso größer, je niedriger der eingestellte Fettgehalt des Phantoms ist.

**Präzision** Je kleiner die am Phantom eingestellte Fettstufe ist, desto präziser sind die Messergebnisse bei dieser Auflösung. So beträgt die Standardabweichung bei der „Low Fat“- Konfiguration beispielsweise 0,7 und bei der „High Fat“- Konfiguration dagegen 2,38. Der Variationskoeffizient liegt zwischen 4,69 beim hohen und 7,56 beim mittleren Fettgehalt.

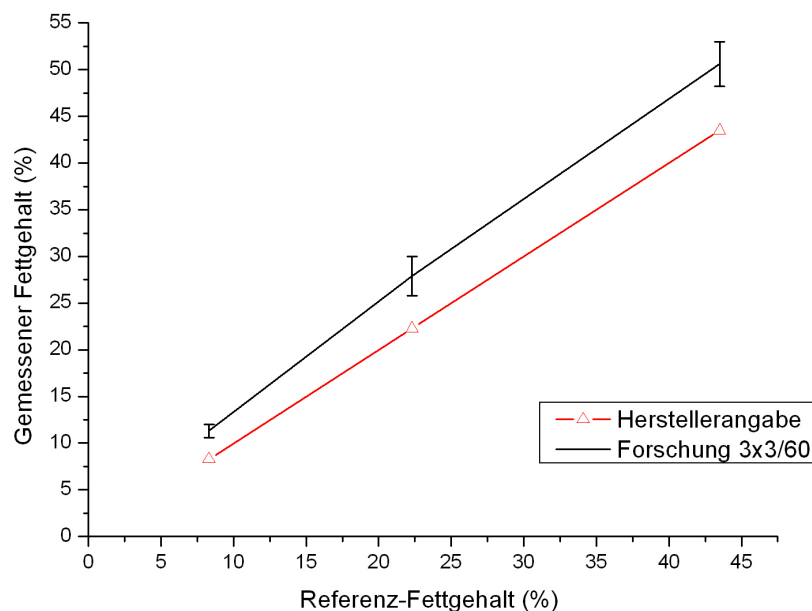


Abbildung 3.20: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
Auflösung  $3 \times 3$  [mm] ;  $v_{Scan} = 60 [\frac{mm}{s}]$

**Diagramm (Abb. 3.20)** Der deutliche Abstand zwischen Mess- und Herstellerkurve weist auf die Überbewertung des Fettgehaltes hin. Die Genauigkeit der Messwerte gegenüber der Herstellerangabe verringert sich mit zunehmendem Fettgehalt. Die Messkurve besitzt einen Schnittpunkt mit der y-Achse bei 2,5% des gemessenen Fettgehaltes, damit liegt er 2,5% über dem Schnittpunkt der Herstellerangabe.

**3.3.2.4 Auflösung  $3 \times 3$  [mm], Geschwindigkeit 30 [mm/s]**

Tabelle 3.21: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $3 \times 3$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	9,13	24,86	50,27
2	8,43	25,79	50,32
3	9,28	24,63	49,05
4	10,64	26,28	49,06
Mittelwert	9,37	25,39	49,68
Standardabweichung	0,92	0,78	0,72
Variationskoeffizient [%]	9,86	3,06	1,44

**Genauigkeit** Die Messergebnisse sind umso genauer, je niedriger der eingestellte Fettgehalt des Phantoms ist.

**Präzision** Die Messergebnisse der „High Fat“- Konfiguration besitzen mit einer Standardabweichung von 0,72 die höchste Präzision. Die höchste Standardabweichung von 0,92 weisen jedoch die Ergebnisse der „Low Fat“- Konfiguration auf. Dies bedeutet, die Präzision ist umso größer, je höher der am Phantom eingestellte Fettgehalt ist. Der Variationskoeffizient nimmt dagegen mit steigendem Fettgehalt ab. Er liegt zwischen 1,44 bei der „High Fat“- Konfiguration und 9,86 bei der „Low Fat“- Konfiguration.

**Diagramm (Abb. 3.21)** Der Fettgehalt wird bei allen drei Fettstufen überschätzt. Der steilere Anstieg der Messkurve gegenüber der Kurve der Herstellerangabe zeigt die Ungenauigkeit der Messwerte beim hohen Fettgehalt. Der Schnittpunkte mit der y-Achse der beiden Kurven ist identisch und liegt im Koordinatenursprung.

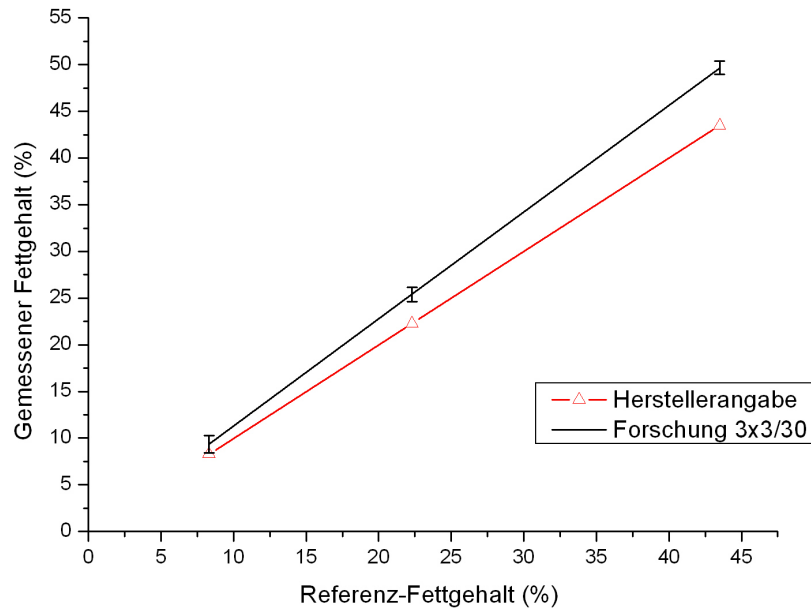


Abbildung 3.21: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $3 \times 3$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$

### 3.3.2.5 Auflösung $1,5 \times 1,5$ [mm], Geschwindigkeit 60 [mm/s]

Tabelle 3.22: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] ;  $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	8,47	25,14	49,53
2	8,20	24,72	49,10
3	7,67	24,86	48,22
4	7,68	25,69	49,38
Mittelwert	8,01	25,10	49,06
Standardabweichung	0,40	0,43	0,59
Variationskoeffizient [%]	4,96	1,71	1,19



**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse nimmt mit dem Anstieg des am Phantom eingestellten Fettgehaltes ab.

**Präzision** Je niedriger der Fettgehalt ist, umso präziser sind die erhaltenen Messergebnisse. Die Standardabweichung beträgt bei der „Low Fat“- Konfiguration 0,4 und bei der „High Fat“- Konfiguration 0,59. Der Variationskoeffizient nimmt mit steigendem Fettgehalt ab. Sein Wert liegt zwischen 1,19 beim hohen Fettgehalt und 4,96 beim niedrigen Fettgehalt.

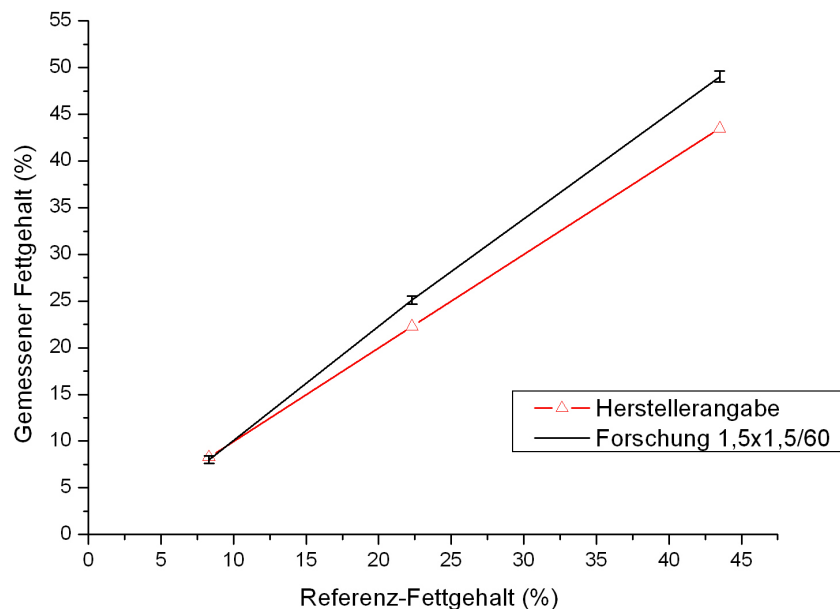


Abbildung 3.22: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] ;  $v_{Scan} = 60 \left[ \frac{\text{mm}}{\text{s}} \right]$

**Diagramm (Abb. 3.22)** Der steilere Anstieg der Messkurve gegenüber der Kurve der Herstellerangabe zeigt die größeren Abweichungen der Messwerte in der Genauigkeit beim hohen Fettgehalt.

Der Schnittpunkt mit der y-Achse der Messkurve liegt bei  $-1\%$ , also  $1\%$  niedriger als der Schnittpunkt der Herstellerkurve. Beide Kurven besitzen einen gemeinsamen Schnittpunkt in den Koordinaten (10; 9).

**3.3.2.6 Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm], Geschwindigkeit 30 [mm/s]**

Tabelle 3.23: VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$

Messung Nr.	„Low Fat“ 8,3 [% – Fett]	„Medium Fat“ 22,3 [% – Fett]	„High Fat“ 43,5 [% – Fett]
1	7,71	24,15	48,41
2	7,45	23,99	48,80
3	7,41	24,18	48,02
4	7,72	23,99	48,42
Mittelwert	7,57	24,08	48,41
Standardabweichung	0,17	0,10	0,32
Variationskoeffizient [%]	2,18	0,42	0,66

**Genauigkeit** Die Genauigkeit der Messergebnisse ist umso größer, je niedriger der eingestellte Fettgehalt des Phantoms ist.

**Präzision** Die „Medium Fat“- Konfiguration besitzt mit einer Standardabweichung von 0,1 die höchste Präzision. Die Standardabweichung der „High Fat“- Konfiguration ist mit 0,32 am höchsten.

Der Variationskoeffizient liegt zwischen 0,42 bei „Medium Fat“ und 2,18 bei „Low Fat“.

**Diagramm (Abb. 3.23)** Bis auf die Messergebnisse beim niedrigen Fettgehalt liegt die Messkurve über der Herstellerkurve. Die Messkurve besitzt außerdem einen steileren Anstieg. Der Schnittpunkt mit der y-Achse liegt bei  $-2\%$ , also  $2\%$  niedriger als der Schnittpunkt der Herstellerangabe.

Beide Kurven besitzen einen gemeinsamen Schnittpunkt in den Koordinaten  $(12,5; 12,5)$ .

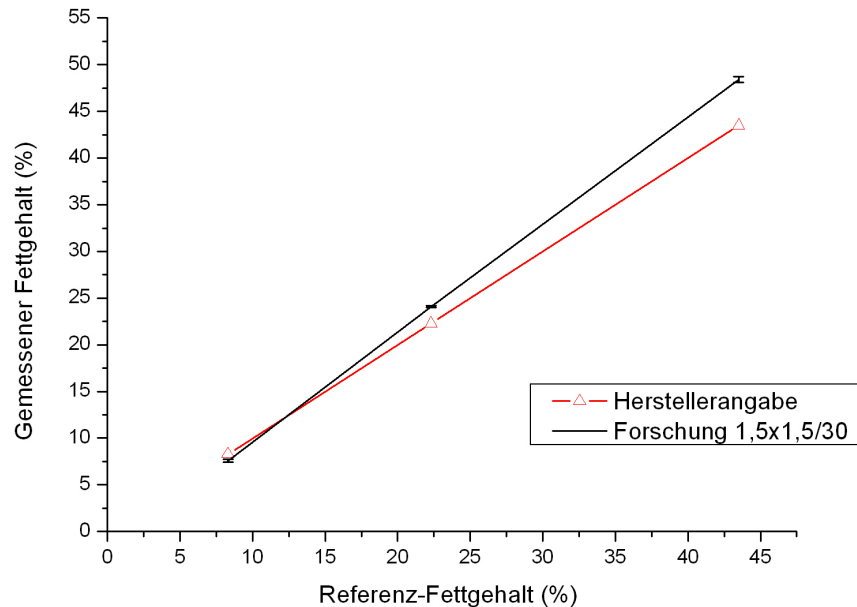


Abbildung 3.23: Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ (Norland)  
 Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] ;  $v_{Scan} = 30 [\frac{mm}{s}]$

### 3.3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse des Norland XR26

Mit Hilfe des Wirbelsäulenphantoms konnten beim Norland XR26 die genauesten Ergebnisse mit dem „Forschungsmodus“ bei einer Auflösung von  $1,5 \times 1,5$  [mm] und einer Geschwindigkeit von 30 [mm/s] gemessen werden. Die größten Abweichungen vom angegebenen Fettgehalt entstanden unter Anwendung des „Forschungsmodus“  $3 \times 3$  [mm] Auflösung und 60 [mm/s] Scangeschwindigkeit.

Mit der Einstellung einer möglichst großen Auflösung sowie einer geringen Scangeschwindigkeit wurde die geringste Standardabweichung der Messergebnisse erhalten. Dementsprechend wurden mit dem „Forschungsmodus“ mit der Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] und der Geschwindigkeit von 30 [mm/s] nicht nur die genauesten sondern auch die präzisesten Ergebnisse erzielt. Die Messungen mit dem „Ganzkörpermodus“ ergaben eine größere Standardabweichung als mit dem „Forschungsmodus“.

Bei der graphischen Darstellung der Messergebnisse fiel der steilere Anstieg aller Kurven im Vergleich zur Herstellerkurve auf. Somit ist die Genauigkeit aller Messungen beim niedrigen Fettgehalt am größten. Alle Messkurven mit Ausnahme der Forschungskurven mit der Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] befinden sich ausschließlich über der Herstellerkurve. Die beiden Messkurven des „Forschungsmodus“ (Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm]) verlaufen

bei der niedrigen Fettstufe unterhalb der Herstellerkurve und besitzen mit ihr einen gemeinsamen Schnittpunkt.

## 3.4 Vergleichende Darstellung

### 3.4.1 Mittelwertvergleich (t-Test)

#### 3.4.1.1 Mittelwertvergleich der Messwerte des GE Lunar DPX-IQ mit und ohne Wirbelsäulenphantom

Als statistische Vergleichsmöglichkeit der Messergebnisse der jeweiligen Fettkonfiguration des VCPs und der einzelnen Scanmodi mit den Ergebnissen unter Einsatz der Aluminiumwirbelsäule wurde der Student t-Test genutzt. Das „Smith’s Statistical Package (SSP)“ kam zur Ermittlung des p-Werts für den Mittelwertvergleich unter Berücksichtigung der Standardabweichung zur Anwendung. Für die Berechnung wurden der Probenumfang, also die Anzahl der Röntgenabsorptionsmessungen des VCPs mit und ohne Wirbelsäulenphantom, sowie die Mittelwerte und die Standardabweichung der Ergebnisse herangezogen.

Das Signifikanzniveau wurde für eine Irrtumswahrscheinlichkeit  $\alpha = 0,05$  (Fehler 1. Art) festgelegt.

Tabelle 3.24: Ergebnisse t-Test GE Lunar

Modus	p („Low Fat“)	p („Medium Fat“)	p („High Fat“)
„Adult normal“	0,03	0,18	0,01
„Adult schnell“	0,03	0,31	0,41
„Adult screening“	0,03	0,97	0,35
„Pediatric small“	0,02	0,00	0,00
„Pediatric medium“	0,03	0,09	0,61
„Pediatric large“	0,17	0,62	0,89

Bei der „Low Fat“- Konfiguration des Phantoms ergab ausschließlich der Mittelwertvergleich der Messergebnisse mit und ohne Wirbelsäulenphantom des „Pediatric large“- Modus keine signifikanten Unterschiede ( $p = 0,17$ ). Bei der mittleren Fettstufe wurde lediglich eine signifikante Differenz ( $p < 0,05$ ) zwischen den Mittelwerten des „Pediatric small“- Modus berechnet. Bei der „High Fat“- Konfiguration wies neben dem „Pediatric small“- Modus auch der „Adult normal“- Modus eine signifikante Differenz der Mittelwerte auf.

#### 3.4.1.2 Gerätevergleich des GE Lunar DPX-IQ mit dem Norland XR26

Für den statistischen Vergleich dieser beiden Geräte ist die Zuordnung der passenden Auflösung und der eingestellten Geschwindigkeit am Norland-Gerät zum jeweiligen Modus des GE Lunar-Gerätes von Bedeutung. Dazu müssen die spezifischen Charakte-

ristika der einzelnen Modi sowie die Unterschiede in Auflösung, Geschwindigkeit und Stromstärke erfasst werden, um eine möglichst sinnvolle Zuordnung zur Messgeschwindigkeit und -auflösung des Norland-Gerätes zu gewährleisten.

Tabelle 3.25: Charakteristika der Scanmodi

<b>Norland</b>			<b>GE Lunar</b>		
Modus	Auflösung [mm]	v [mm/s]	Modus	Auflösung [mm]	I [ $\mu$ A]
„Ganzkörper“	$6,5 \times 13$	80	„Adult screening“	$4,8 \times 19,2$	150
„Research“	$6 \times 6$	60	„Adult schnell“	$4,8 \times 9,6$	150
„Research“	$6 \times 6$	30	„Adult normal“	$4,8 \times 9,6$	150
„Research“	$3 \times 3$	60	„Pediatric large“	$3,6 \times 7,2$	150
„Research“	$3 \times 3$	30	„Pediatric medium“	$3,6 \times 7,2$	300
„Research“	$1,5 \times 1,5$	60	„Pediatric small“	$2,4 \times 4,8$	300
„Research“	$1,5 \times 1,5$	30			

**GE Lunar** Der „Adult screening“- Modus besitzt mit  $4,8 \times 19,2$  [mm] die geringste Auflösung und die größte Scangeschwindigkeit. Der „Adult schnell“- Modus sowie der „Adult normal“- Modus sind durch dieselbe Auflösung von  $4,8 \times 9,6$  [mm] sowie eine Stromstärke von  $150$  [ $\mu$ A] charakterisiert. Auffällig ist jedoch die größere Aufnahmedauer beim „Adult normal“- Modus. Die „Pediatric“- Modi weisen gegenüber den „Adult“- Einstellungen eine größere Auflösung auf, der „Pediatric large“- Modus besitzt jedoch dieselbe Stromstärke wie alle „Adult“- Modi. Da der „Pediatric medium“ ebenso wie der „Pediatric large“- Modus eine Auflösung von  $3,6 \times 7,2$  [mm] besitzt, unterscheidet er sich lediglich durch eine größere Stromstärke von  $300$  [ $\mu$ A] von diesem. Die größte Auflösung aller GE Lunar Scanmodi besitzt der „Pediatric small“- Modus mit  $2,4 \times 4,8$  [mm].

**Norland** Beim Norland XR26 Scanner kann man zwischen dem „Ganzkörpermodus“ und mehreren Forschungseinstellungen wählen. Dabei besitzt der „Ganzkörpermodus“ die geringste Auflösung mit  $6,5 \times 13$  [mm] und mit  $80$  [mm/s] die größte Scangeschwindigkeit. Beim „Researchmodus“ wurden 3 verschiedene Auflösungen ( $6 \times 6$  [mm];  $3 \times 3$  [mm] und  $1,5 \times 1,5$  [mm]) eingestellt. Jede Auflösung wurde mit den Geschwindigkeiten  $60$  [mm/s] und  $30$  [mm/s] kombiniert.

Tabelle 3.26: Zuordnung der Scanmodi

Nr.	Norland Modus	Lunar Modus	Pixelfläche [mm <sup>2</sup> ]	Begründung (Gemeinsamkeiten)	Unterschiede
1	„Ganzkörper“	„Adult screening“	84,5 / 92,16	geringste Auflösung größte Scan- geschwindigkeit	
2	„Research“ 6 × 6 [mm] 60 [mm/s]	„Adult schnell“	36 / 46,08	größere Auflösung niedrigere Scan- geschwindigkeit als Nr.1	
3	„Research“ 6 × 6 [mm] 30 [mm/s]	„Adult normal“	36 / 46,08	gleiche Auflösung niedrigere Scan- geschwindigkeit als Nr.2	
4	„Research“ 3 × 3 [mm] 60 [mm/s]	„Pediatric large“	9 / 25,92	größere Auflösung als Nr.3	Norland höhere Scangeschwindigkeit als Nr.3
5	„Research“ 3 × 3 [mm] 30 [mm/s]	„Pediatric medium“	9 / 25,92	gleiche Auflösung niedrigere Scan- geschwindigkeit als Nr.4	Lunar größere Stromstärke als Nr.4
6	„Research“ 1,5 × 1,5 [mm] 60 [mm/s]	„Pediatric small“	2,25 / 11,52	größere Auflösung als Nr.5	Norland höhere und Lunar niedrigere Scangeschwindigkeit als Nr.5
7	„Research“ 1,5 × 1,5 [mm] 30 [mm/s]	„Pediatric small“	2,25 / 11,52	gleiche Auflösung wie Nr.6	Norland niedrigere und Lunar gleiche Scangeschwindigkeit wie Nr.6

**Ergebnisse des t-Tests** Mit dem Student t-Test für unabhängige Stichproben wurden unter Annahme von zwei normalverteilten, unverbundenen Stichproben geprüft, ob sich deren Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden. Als Schwelle für eine signifikante Differenz wurde wiederum  $p < 0,05$  angenommen.

Für den Mittelwertvergleich unter Berücksichtigung der Standardabweichung (t-Test) fand das „Smith’s Statistical Package (SSP)“ Anwendung. Für die Berechnung wurden der Probenumfang, der Mittelwert sowie die Standardabweichung der Messergebnisse herangezogen.

Tabelle 3.27: Ergebnisse t-Test Norland vs. GE Lunar

Modus (Norland & GE Lunar)	p („Low Fat“)	p („Medium Fat“)	p („High Fat“)
„Ganzkörper“ vs. „Adult screening“	0,202	0,198	0,048
6 × 6 [mm] /60 vs. „Adult schnell“	0,240	0,007	0,001
6 × 6 [mm] /30 vs. „Adult normal“	0,002	0,001	0,000
3 × 3 [mm] /60 vs. „Pediatric large“	0,017	0,025	0,027
3 × 3 [mm] /30 vs. „Pediatric medium“	0,077	0,001	0,000
1,5 × 1,5 [mm] /60 vs. „Pediatric small“	0,006	0,001	0,000
1,5 × 1,5 [mm] /30 vs. „Pediatric small“	0,004	0,016	0,000

Der Mittelwertvergleich der Messergebnisse des „Adult screening“- Modus des Gerätes GE Lunar mit dem Norland „Ganzkörpermodus“ ergab bei zwei Fettkonfigurationen keine signifikanten Unterschiede. Des weiteren konnte keine signifikante Differenz zwischen den Mittelwerten des „Adult schnell“- Modus (GE Lunar) und dem „Forschungsmodus“ des Gerätes Norland (Auflösung 6 × 6 [mm]; Geschwindigkeit 60 [mm/s]) beim niedrigen Fettgehalt des Phantoms ermittelt werden. Auch der Vergleich des „Pediatric medium“- Modus (GE Lunar) mit dem „Forschungsmodus“ (Auflösung 3 × 3 [mm], Scangeschwindigkeit 30 [mm/s], Norland) in der „Low Fat“- Konfiguration des Phantoms erbrachte keine Signifikanz.

Beim Mittelwertvergleich aller übrigen Messergebnisse konnte hinsichtlich des Kriteriums  $p < 0,05$  ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

### 3.4.2 Regressionsanalyse

#### 3.4.2.1 Einleitung

Die Regressionsanalyse wird zur Ermittlung einer Berechnungsvorschrift für die Abweichung der Einzelgeräte vom Hersteller GE Lunar sowie Norland XR26 gegenüber den vom Hersteller GE Lunar für das VCP angegebenen Referenzwerten genutzt. Zur Erleichterung eines zukünftigen Datenabgleiches zwischen dem Lehr- und Versuchsgut Oberschleißheim sowie dem Forschungsinstitut für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere in Dummerstorf werden die in den Instituten häufig genutzten Scanmodie verglichen.

Mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse wird ein linearer Zusammenhang zwischen Merkmalen bestimmt. Ziel ist die Ermittlung einer Regressionsgeraden mit der allgemeinen Formel  $y(x) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot x$ , wobei die Regressionskoeffizienten Schätzwerte der theoretischen Parameter a und b darstellen. Durch die Festlegung von Vertrauensgrenzen für die Regressionskoeffizienten wird die Wiedergabe der theoretischen Parameter durch diese Schätzwerte beschrieben.

Für die Berechnung kam das Computerprogramm SAS (Statistical Analysis System, Version 8.02) zum Einsatz.

### 3.4.2.2 Abweichung der GE Lunar Messwerte ohne Anwendung des Wirbelsäulenphantoms von den Referenzwerten

#### Diagramme

**Adult** (vgl. Abb. 3.24)

Die Regressionsgeraden der Scanmodi „Adult“ des GE Lunar DPX-IQ besitzen einen fast parallelen Kurvenverlauf mit einem Anstieg von ca. 1, wobei die „Adult normal“-Kurve mit 1,07 geringgradig steiler ansteigt als die beiden übrigen.

Der Schnittpunkt mit der y-Achse ist für „Adult schnell“ und „Adult screening“ fast identisch und liegt über Null. Durch diesen dichten, fast parallelen Verlauf der beiden Graphen besitzen sie auch ein gemeinsames Konfidenzintervall.

Die „Adult normal“-Kurve schneidet die y-Achse dagegen im negativen Bereich bei  $-1,83$ . Durch den steileren Kurvenanstieg überlappen die Konfidenzintervalle von „Adult normal“ und „Adult schnell“ nur beim hohen Fettgehalt.

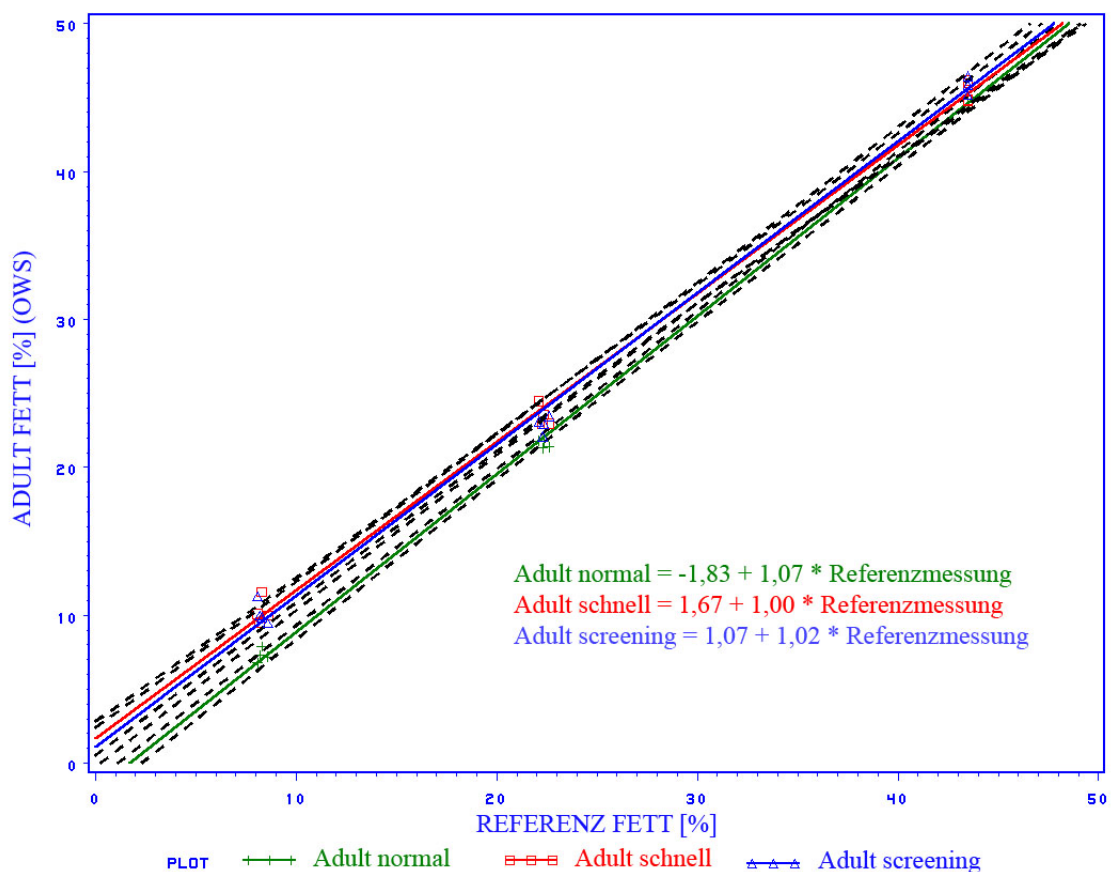


Abbildung 3.24: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult“ ohne Wirbelsäulenphantom



**Pediatric** (vgl. Abb. 3.25)

Die Kurven „Pediatric large“ sowie „Pediatric medium“ verlaufen annähernd parallel. „Pediatric small“ besitzt dagegen einen flacheren Kurvenanstieg von 0,97.

Die Regressionsgeraden „Pediatric large“ und „Pediatric small“ schneiden die y-Achse im identischen Punkt (0; 1). Dagegen ist der Schnittpunkt mit der y-Achse bei „Pediatric medium“ negativ (0; -0,86).

Durch den parallelen Kurvenverlauf sowie den Graphenabstand von ca. 2% überschneiden sich die Konfidenzintervalle von „Pediatric medium“ und „Pediatric large“ nicht. Der flachere Kurvenverlauf von „Pediatric small“ führt zu einer Überschneidung der Konfidenzintervalle mit „Pediatric large“ beim niedrigen Fettgehalt sowie mit „Pediatric medium“ beim hohen Fettgehalt.

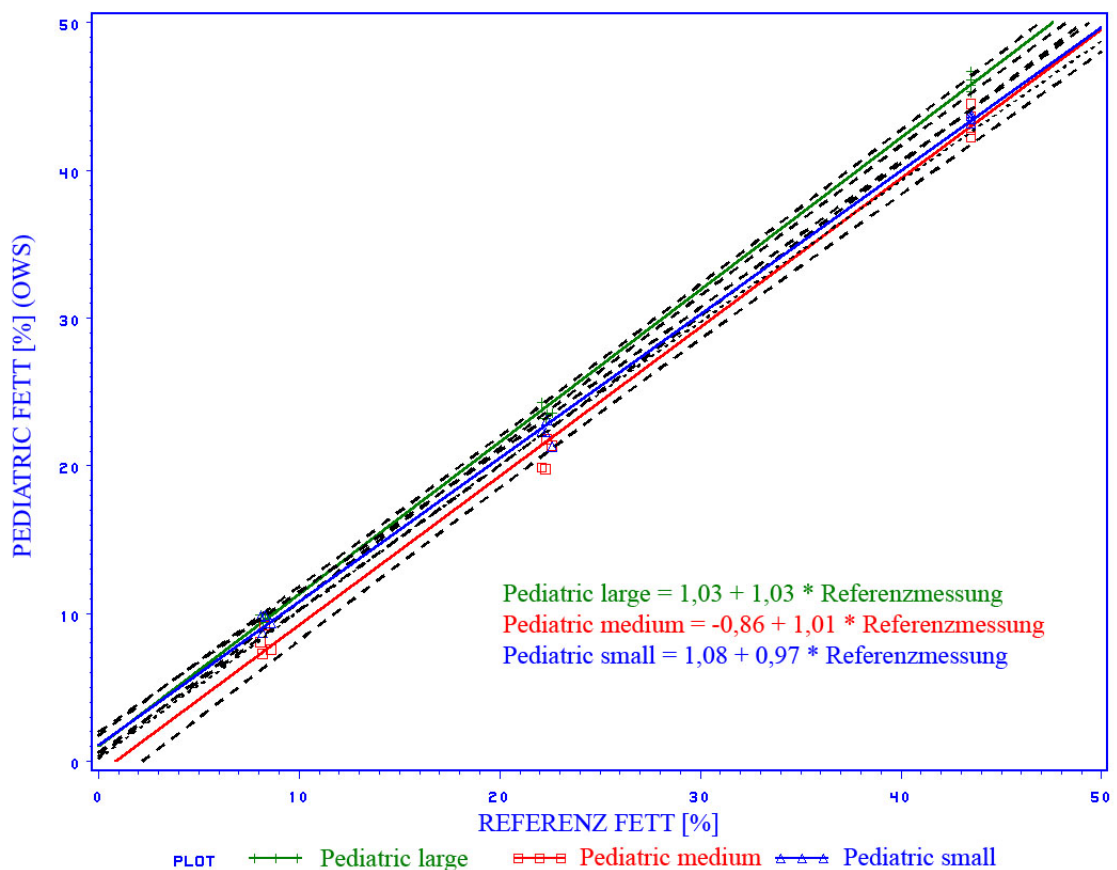


Abbildung 3.25: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Pediatric“ ohne Wirbelsäulenphantom

„Adult normal“ und „Pediatric large“ (vgl. Abb. 3.26)

Die Regressionsgerade „Adult normal“ besitzt im Gegensatz zur „Pediatric large“- Kurve einen negativen Schnittpunkt mit der y-Achse ( $0; -1,83$ ) und dafür einen etwas steileren Anstieg. Dies verhindert eine Überschneidung der Konfidenzintervalle dieser beiden Kurven ohne Anwendung des Wirbelsäulenphantoms.

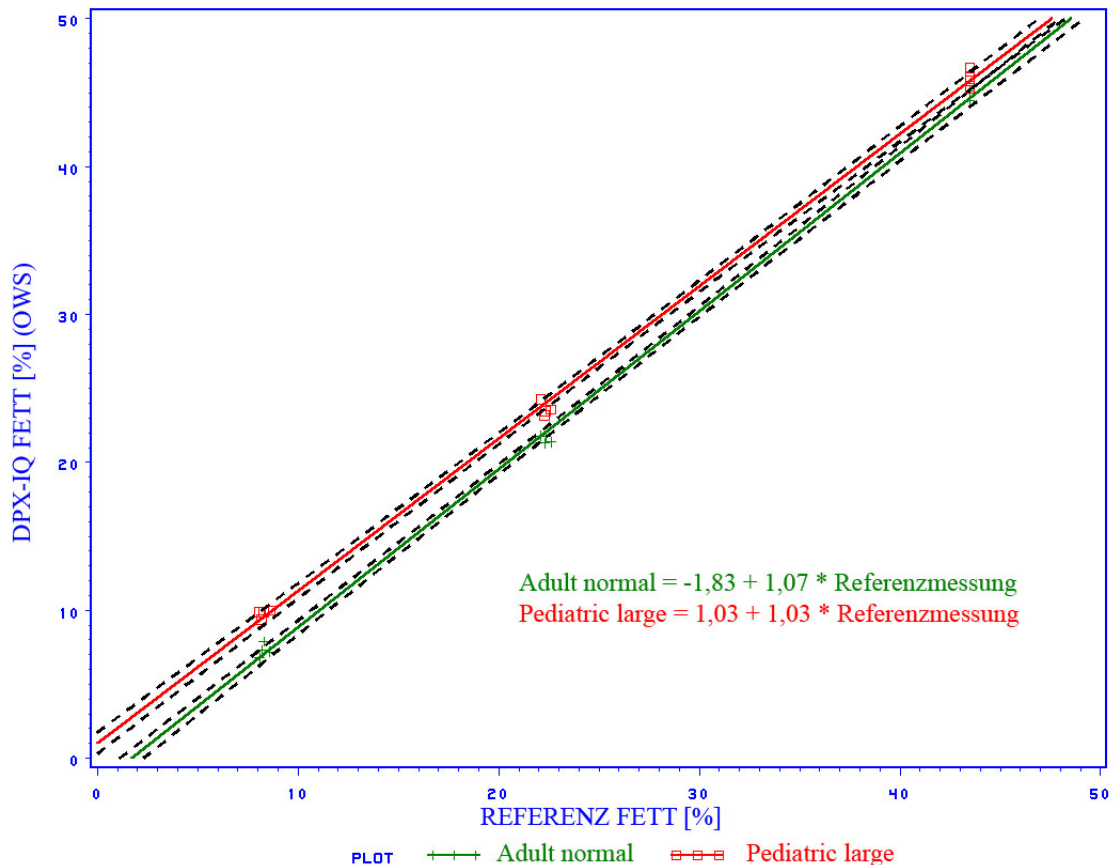


Abbildung 3.26: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult normal“ & „Pediatric large“ ohne Wirbelsäulenphantom

### Regressionskoeffizienten

Es sei darauf hingewiesen, dass die berechneten Regressionskoeffizienten der Tabelle 3.28 nicht den Abbildungen 3.24 bis 3.26 entsprechen. In den Berechnungen wurden die Messwerte als unabhängige Variablen herangezogen.

Um von den Messwerten des jeweiligen GE Lunar Scanmodus auf den vom Hersteller angegebenen Referenzwert schließen zu können wurde folgende Gleichung für die Regressionsgerade aufgestellt:

$$y(x) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot x$$

mit

$y$  = Referenzwert (Fettgehalt [%])

$x$  = Messwert GE Lunar Scanmodus (ohne Wirbelsäulenphantom)

$\tilde{a}$  = Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse

$\tilde{b}$  = Anstieg der Regressionsgeraden

Da die Regressionskoeffizienten  $\tilde{a}$  und  $\tilde{b}$  nur Schätzwerte der theoretischen Parameter  $a$  und  $b$  sind, ist die Angabe eines Standardfehlers für den Anstieg und den Schnittpunkt mit der y-Achse sowie des Bestimmtheitsmaßes notwendig.

Tabelle 3.28: Berechnungsvorschrift der GE Lunar Messwerte  
ohne Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%]

Scanmodus	Schnittpunkt $\tilde{a}$	Standardfehler (Schnittpunkt)	Anstieg $\tilde{b}$	Standardfehler (Anstieg)	R-Square	Root MSE
„A. normal“	1,734	0,265	0,936	0,009	0,999	0,489
„A. schnell“	-1,583	0,539	0,995	0,018	0,997	0,899
„A. screening“	-0,935	0,605	0,972	0,020	0,996	1,027
„P. small“	-1,05	0,439	1,026	0,015	0,998	0,744
„P. medium“	0,973	0,621	0,988	0,022	0,995	1,118
„P. large“	-0,969	0,322	0,970	0,011	0,999	0,548

R-Square = Bestimmtheitsmaß

RMSE = sollte kleiner 2,5 sein

Der Anstieg aller Regressionsgeraden, die mit dem Gerät GE Lunar ohne Anwendung des Wirbelsäulenphantoms berechnet wurden, beträgt mit einem maximalen Standardfehler von 0,02 ca. 1.

Die Schnittpunkte mit der y-Achse variieren zwischen  $-1,6$  bei der Gleichung von „Adult schnell“ und  $1,7$  bei „Adult normal“. Der Schnittpunkt besitzt bei den Modi „Adult screening“ und „Pediatric medium“ einen maximalen Standardfehler von 0,6.

Aufgrund des Schnittpunktes mit der y-Achse sowie des Geradenanstieges konnten für die Scanmodi „Adult screening“, „Pediatric small“ sowie „Pediatric large“ vergleichbare Regressionsgeradengleichungen ermittelt werden.

Der Standardschätzfehler der Regressionsgleichungen übersteigt den Wert von 2,5 % nicht und liegt beim Scanmodus „Pediatric medium“ maximal bei 1,1 %. Das Bestimmtheitsmaß (R-Square) aller Scanmodi beträgt ca. 1.

### 3.4.2.3 Abweichung der GE Lunar Messwerte unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms von den Referenzwerten

#### Diagramme

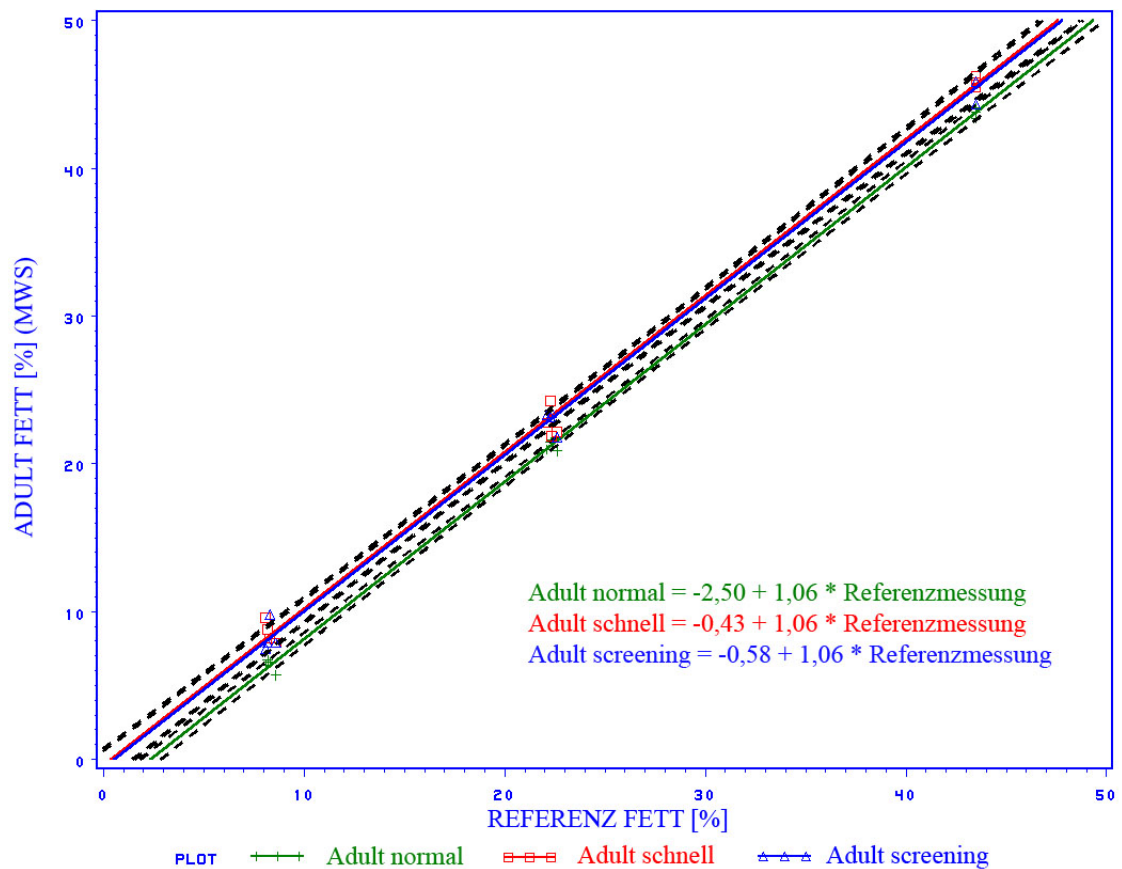
Auch hier ist zu beachten, dass die Abbildungen 3.27 und 3.28 nicht mit den berechneten Werten der Tabelle 3.29 übereinstimmen, da in den Diagrammen die Referenzwerte als unabhängige Variablen aufgeführt werden.

#### **Adult** (vgl. Abb. 3.27)

Da mit dem Wirbelsäulenphantom alle „Adult“- Kurven die gleiche Steigung von 1,06 aufweisen, verlaufen sie auch parallel zueinander.

Durch den ähnlichen Schnittpunkt mit der y-Achse der „Adult schnell“- Kurve  $(0; -0,43)$  und der „Adult screening“- Kurve  $(0; -0,58)$ , sind diese beiden Regressionsgeraden fast identisch und besitzen ein gemeinsames Konfidenzintervall.

Der „Adult normal“- Graph schneidet die y-Achse dagegen bei  $-2,49$  noch weiter im negativen Bereich und verläuft somit parallel zu den anderen beiden Graphen. Das Konfidenzintervall der „Adult normal“- Kurve liegt also unter dem Konfidenzintervall der beiden anderen Kurven.



Abbildungung 3.27: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult“ mit Wirbelsäulenphantom

### Pediatric (vgl. Abb. 3.28)

Die Regressionsgeraden der Scanmodi „Pediatric“ verlaufen mit dem Wirbelsäulenphantom nahezu parallel zueinander. Der Anstieg von „Pediatric small“ beträgt 1,03, die Steigung der übrigen Kurven 1,04.

„Pediatric medium“ und „Pediatric small“ besitzen einen ähnlichen Schnittpunkt mit der y-Achse und somit auch ein gemeinsames Konfidenzintervall.

Der „Pediatric large“- Graph schneidet dagegen die y-Achse im positiven Bereich und erreicht somit einen Abstand von ca. 3% zu den anderen beiden Kurven. Dadurch erhält „Pediatric large“ ein eigenes Konfidenzintervall, welches sich nicht mit dem der anderen beiden Kurven überschneidet.

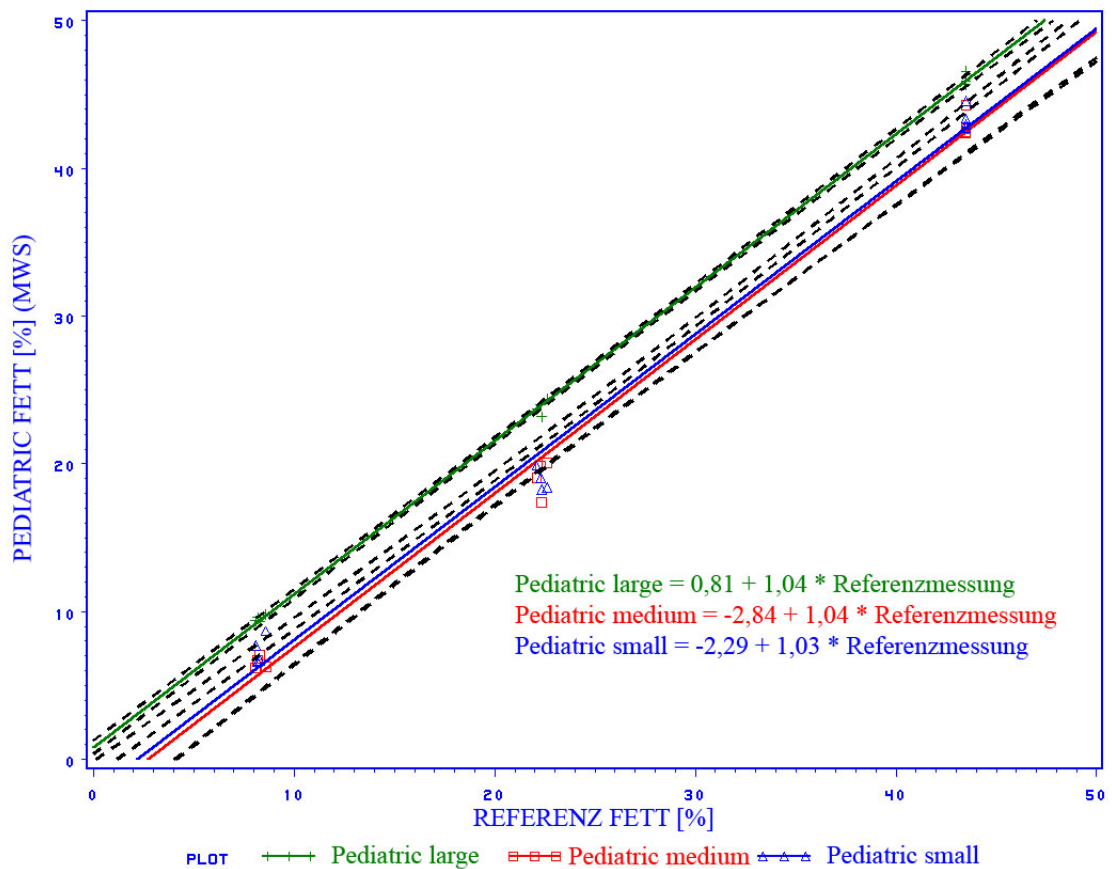


Abbildung 3.28: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Pediatric“ mit Wirbelsäulenphantom

„Adult normal“ und „Pediatric large“ (vgl. Abb. 3.29)

Der fast parallele Verlauf der beiden Graphen (Anstieg ca. 1) sowie der deutlich negative Schnittpunkt der „Adult normal“- Kurve mit der y-Achse führt zu keiner Überschneidung der beiden Konfidenzintervalle.

### Regressionskoeffizienten

Für die Berechnung der Regressionskoeffizienten wurden im Gegensatz zu den Diagrammen wiederum die Messwerte als unabhängige Variablen herangezogen.

Diese allgemeine Regressionsgleichung wurde für den Rückschluß auf die vom Hersteller angegebenen Referenzwerte aufgestellt:

$$y(x) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot x$$

mit

$y$  = Referenzwert (Fettgehalt [%])

$x$  = Messwert GE Lunar Scanmodus (mit Wirbelsäulenphantom)

$\tilde{a}$  = Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse

$\tilde{b}$  = Anstieg der Regressionsgeraden

Tabelle 3.29: Berechnungsvorschrift der GE Lunar Messwerte mit dem Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%]

Scanmodus	Schnittpunkt $\tilde{a}$	Standardfehler (Schnittpunkt)	Anstieg $\tilde{b}$	Standardfehler (Anstieg)	R-Square	Root MSE
„A. normal“	2,367	0,233	0,939	0,008	0,999	0,438
„A. schnell“	0,475	0,483	0,941	0,016	0,997	0,856
„A. screening“	0,612	0,466	0,942	0,016	0,997	0,831
„P. small“	2,448	0,860	0,957	0,031	0,990	1,617
„P. medium“	2,871	0,661	0,954	0,024	0,994	1,262
„P. large“	-0,77	0,200	0,963	0,007	0,999	0,342

Die Berechnungsvorschrift für die Korrektur der Messergebnisse des Gerätes GE Lunar besitzt auch mit dem Einsatz des Wirbelsäulenphantomes einen Anstieg von ca. 1. Der Standardfehler des Anstieges ist bei „Pediatric small“ mit 0,03 am größten. Recht große Abweichungen wurden dagegen bei den Schnittpunkten mit der y-Achse berechnet. „Pediatric large“ schneidet die y-Achse bei  $-0,77$ , „Pediatric medium“ dagegen bei  $2,87$ . Der maximale Standardfehler für den Anstieg wurde mit  $0,66$  bei „Pediatric medium“ ermittelt.

Unter Verwendung des Wirbelsäulenphantomes sind jeweils die Regressionsgleichungen „Adult schnell“ mit „Adult screening“ (Schnittpunkt  $0,47$  bzw.  $0,61$ ) sowie „Adult normal“ mit „Pediatric small“ (Schnittpunkt  $2,37$  bzw.  $2,45$ ) miteinander vergleichbar.

#### 3.4.2.4 Abweichung der Norland XR26 Messwerte unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms von den Referenzwerten

##### Regressionskoeffizienten

Um von den Messwerten des jeweiligen Scanmodus des Gerätes Norland XR26 auf den vom Hersteller GE Lunar angegebenen Referenzwert schließen zu können, wurde folgende Gleichung für die Regressionsgerade aufgestellt:

$$y(x) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot x$$

mit

$y$  = Referenzwert GE Lunar (Fettgehalt [%])

$x$  = Messwert Norland XR26 Scanmodus (mit Wirbelsäulenphantom)

$\tilde{a}$  = Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der y-Achse

$\tilde{b}$  = Anstieg der Regressionsgeraden

Tabelle 3.30: Berechnungsvorschrift der Norland XR26 Messwerte mit dem Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%]

Scanmodus	Schnittpunkt $\tilde{a}$	Standardfehler (Schnittpunkt)	Anstieg $\tilde{b}$	Standardfehler (Anstieg)	R-Square	Root MSE
$6 \times 6$ [mm] /60	0,323	0,524	0,857	0,016	0,997	0,925
$6 \times 6$ [mm] /30	0,591	0,331	0,851	0,009	0,999	0,552
$3 \times 3$ [mm] /60	-1,900	0,977	0,889	0,029	0,990	1,609
$3 \times 3$ [mm] /30	0,177	0,391	0,872	0,012	0,998	0,687
$1,5 \times 1,5$ [mm] /60	1,196	0,302	0,859	0,009	0,999	0,548
$1,5 \times 1,5$ [mm] /30	1,697	0,157	0,862	0,005	0,999	0,289
„Ganzkörper“	0,348	1,042	0,872	0,032	0,987	1,834

Der Anstieg der Regressionsgleichungen ist mit ca. 0,9 bei allen Scanmodi des Gerätes Norland XR26 nahezu konstant. Der ermittelte Kurvenverlauf ist somit geringgradig flacher als beim Hersteller GE Lunar.

Der Standardfehler des Anstieges ist im „Ganzkörpermodus“ mit 0,3 am größten.

Auch beim Gerät Norland XR26 variieren die Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der y-Achse in Abhängigkeit vom Scanmodus recht stark. Die Werte liegen zwischen -1,9 bei einer Auflösung von  $3 \times 3$  [mm] sowie einer Scangeschwindigkeit von 60 [mm/s] und 1,7 bei  $1,5 \times 1,5$  [mm] Auflösung und 30 [mm/s] Scangeschwindigkeit. Der maximale Standardfehler für den Schnittpunkt wurde mit 1 für den „Ganzkörpermodus“ ermittelt.

Vergleichbar sind die Regressionsgleichungen des „Ganzkörpermodus“ mit dem „Forschungsmodus“ ( $6 \times 6$  [mm] und 60 [mm/s],  $3 \times 3$  [mm] und 30 [mm/s]). Des weiteren besitzt der „Forschungsmodus“ mit der Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm] in beiden Scangeschwindigkeiten (30 und 60 [mm/s]) einen ähnlichen Schnittpunkt mit der y-Achse.

### 3.4.2.5 Vergleich der Regressionsgeraden der GE Lunar Scanmodi mit und ohne Wirbelsäulenphantom

#### Diagramme

**Adult** (vgl. Abb. 3.24 und 3.27)

*Gemeinsamkeiten*

Alle Graphen besitzen einen ähnlichen Kurvenanstieg von ca. 1.



Der Kurvenverlauf sowie das Konfidenzintervall der Graphen „Adult schnell“ und „Adult screening“ sind sowohl mit als auch ohne Wirbelsäulenphantom annähernd identisch.

#### *Unterschiede*

Der Graph „Adult normal“ ohne Wirbelsäulenphantom steigt geringgradig steiler an als alle übrigen Kurven.

Die unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms berechneten Graphen schneiden die y-Achse weiter unterhalb als die Kurven ohne Wirbelsäulenphantom.

Das Konfidenzintervall des ohne Wirbelsäulenphantom berechneten Graphen von „Adult normal“ schneidet beim hohen Fettgehalt das Konfidenzintervall der Kurve „Adult schnell“. Dagegen verläuft die Kurve mit dem Wirbelsäulenphantom von „Adult normal“ völlig separat unterhalb der beiden anderen Graphen.

#### **Pediatric** (vgl. Abb. 3.25 und 3.28)

##### *Gemeinsamkeiten*

Der Anstieg aller Kurven beträgt ca. 1.

Die Anordnung der Graphen im Koordinatensystem ist mit und ohne Wirbelsäulenphantom identisch. (von oben nach unten: „Pediatric large“, „Pediatric small“, „Pediatric medium“)

Die Konfidenzintervalle der Kurven „Pediatric medium“ sowie „Pediatric large“ überschneiden sich in beiden Fällen nicht.

##### *Unterschiede*

Die ohne Wirbelsäulenphantom berechnete Regressionsgerade „Pediatric small“ steigt etwas flacher an als die übrigen Kurven.

Der Schnittpunkt mit der y-Achse der unter Berücksichtigung des Wirbelsäulenphantoms berechneten Graphen liegt jeweils niedriger als ohne Wirbelsäulenphantom.

Mit Wirbelsäulenphantom sind die Kurven „Pediatric medium“ und „Pediatric small“ fast identisch und besitzen ein gemeinsames Konfidenzintervall. Dagegen überschneiden sich ohne Wirbelsäulenphantom die beiden Konfidenzintervalle nur im hohen Fettbereich.

Der unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms berechnete „Pediatric large“- Graph hat ein „eigenes“ Konfidenzintervall. Ohne Wirbelsäulenphantom gemessen überschneidet er sich beim niedrigen Fettgehalt mit dem Konfidenzintervall von „Pediatric small“.

#### **„Adult normal“ und „Pediatric large“** (vgl. Abb. 3.26 und 3.29)

##### *Gemeinsamkeiten*

Eine Gemeinsamkeit ist der annähernd parallele Verlauf dieser beiden Kurven.

Der „Adult normal“- Graph besitzt einen deutlich negativen Schnittpunkt.

Die Konfidenzintervalle dieser beiden Regressionsgeraden überschneiden einander nicht.

*Unterschiede*

Die Schnittpunkte mit der y-Achse sind mit Wirbelsäulenphantom gemessen niedriger als ohne. Ohne Wirbelsäulenphantom nähern sich die Kurven im oberen Fettbereich etwas weiter an.

**Regressionskoeffizienten**

Die Regressionskoeffizienten wurden wieder mit den Messwerten als unabhängige Variablen berechnet.

In der folgenden Tabelle wurden die Regressionsgeraden mit und ohne Verwendung des Wirbelsäulenphantoms verglichen. Dabei wurden die Abweichungen im Kurvenanstieg und Schnittpunkt mit der y-Achse der Regressionsgeraden im jeweiligen GE Lunar Scanmodus berücksichtigt.

Die Anstiege der Regressionsgeraden sind in Abhängigkeit vom Scanmodus relativ konstant, wobei ohne Wirbelsäulenphantom ein geringgradig steilerer Anstieg der Regressionsgeraden im jeweiligen Scanmodus zu verzeichnen ist.

Mittels t-Test wurden die Anstiege und Schnittpunkte der korrespondierenden Regressionsgeraden miteinander verglichen [3]. Hinsichtlich des Kriteriums  $p < 0,05$  konnte lediglich beim Vergleich der Anstiege der Regressionsgeraden des „Adult schnell“-Modus eine signifikante Differenz nachgewiesen werden (siehe Tabelle 3.31).

Größere Abweichungen gibt es jedoch bei den Schnittpunkten. Zum einen variieren die Schnittpunkte zwischen den Scanmodi unter Verwendung des Wirbelsäulenphantomes etwas stärker. Zum anderen werden die Schnittpunkte mit der y-Achse im jeweiligen Scanmodus durch den Einsatz des Wirbelsäulenphantomes verändert. Denn außer beim „Pediatric large“-Modus liegen die Schnittpunkte ohne Wirbelsäulenphantom niedriger als mit Phantom. Eine signifikante Differenz wurde mittels t-Test ( $p < 0,05$ ) zwischen den Schnittpunkten der korrespondierenden Regressionsgeraden für die Scanmodi „Adult normal“, „Pediatric small“ sowie „Pediatric medium“ nachgewiesen (siehe Tabelle 3.31).

Tabelle 3.31: Vergleich der Regressionskoeffizienten des GE Lunar mit und ohne Wirbelsäulenphantom

Scanmodus	Schnittpunkt mit WS	Schnittpunkt ohne WS	p (Testkriterium für Schnittpunkt)	Anstieg mit WS	Anstieg ohne WS	p (Testkriterium für Anstieg)
„A. normal“	2,364	1,734	0,001	0,939	0,937	0,809
„A. schnell“	0,475	-1,583	0,084	0,941	0,995	0,037
„A. screening“	0,612	-0,935	0,061	0,942	0,972	0,244
„P. small“	2,448	-1,050	0,002	0,957	1,026	0,068
„P. medium“	2,871	0,974	0,034	0,954	0,988	0,317
„P. large“	-0,770	-0,969	0,932	0,963	0,970	0,585

### 3.4.2.6 Vergleich der Regressionsgeraden zwischen dem Ganzkörpermodus des Norland XR26 mit ausgewählten GE Lunar Scanmodi

#### Diagramm

„Ganzkörper“, „Adult normal“ und „Pediatric large“ (vgl. Abb. 3.29)

Die Regressionsgerade des „Ganzkörpermodus“ vom Hersteller Norland zeigt einen deutlich steileren Anstieg als beide Kurven des Herstellers GE Lunar.

Der Schnittpunkt mit der y-Achse liegt nahe des Koordinatenursprungs, also zwischen den Schnittpunkten der GE Lunar Modi „Adult normal“ und „Pediatric large“.

Die Konfidenzintervalle der GE Lunar Modi überschneiden sich nicht.

Der „Adult normal“- Modus besitzt ein völlig eigenständiges Konfidenzintervall. Die Konfidenzintervalle des „Ganzkörpermodus“ (Norland) und des „Pediatric large“- Modus (GE Lunar) überschneiden sich hingegen im niedrigen Fettbereich.

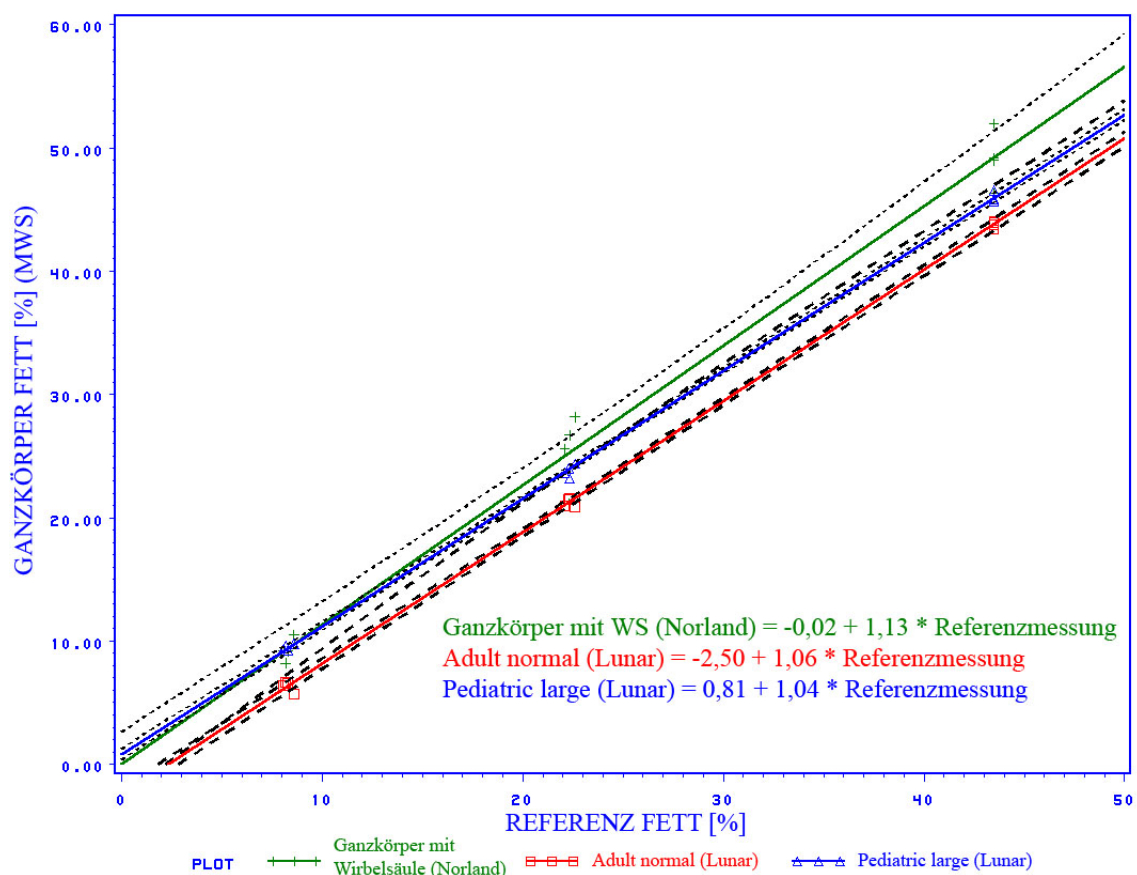


Abbildung 3.29: Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen ausgewählter Scanmodi von GE Lunar & Norland mit Wirbelsäulenphantom

**Regressionskoeffizienten**

Mit Hilfe der Regressionsanalyse wurde eine Geradengleichung für den Abgleich der Messergebnisse mit dem Wirbelsäulenphantom zwischen den Geräten vom Hersteller GE Lunar und Norland XR26 berechnet.

Dabei wurden die in der Praxis häufig genutzten Scanmodi dieser beiden Geräte miteinander verglichen. Beim Gerätehersteller Norland handelt es sich dabei um den „Ganzkörpermodus“. Beim Gerät GE Lunar kommen dagegen die „Ganzkörper“- Scanmodi „Adult normal“ sowie „Pediatric large“ häufig zum Einsatz.

Die allgemeine Gleichung der Regressionsgeraden lautet:

$$y(x) = \tilde{a} + \tilde{b} \cdot x$$

Beim Vergleich des „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26) mit dem „Adult normal“- Modus (GE Lunar) konnten folgende Regressionsgleichungen aufgestellt werden:

$$y(x) = 2,672 + 1,061 \cdot x$$

mit

$y$  = „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26)

$x$  = „Adult normal“- Modus (GE Lunar)

Standardfehler (Schnittpunkt) = 1,191

Standardfehler (Anstieg) = 0,042

R-Square = 0,990

Standardschätzfehler = 2,242

$$y(x) = -2,111 + 0,928 \cdot x$$

mit

$y$  = „Adult normal“- Modus (GE Lunar)

$x$  = „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26)

Standardfehler (Schnittpunkt) = 1,191

Standardfehler (Anstieg) = 0,038

R-Square = 0,985

Standardschätzfehler = 2,096

Beim Vergleich des „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26) mit dem „Pediatric large“ - Modus (GE Lunar) wurden folgende Regressionsgleichungen aufgestellt:

$$y(x) = -0,872 + 1,089 \cdot x$$

mit

$y$  = „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26)

$x$  = „Pediatric large“- Modus (GE Lunar)

Standardfehler (Schnittpunkt) = 1,298

Standardfehler (Anstieg) = 0,043

R-Square = 0,985

Standardschätzfehler = 2,220

$$y(x) = 1,188 + 0,904 \cdot x$$

mit

$y$  = „Pediatric large“- Modus (GE Lunar)

$x$  = „Ganzkörpermodus“ (Norland XR26)

Standardfehler (Schnittpunkt) = 1,149

Standardfehler (Anstieg) = 0,035

R-Square = 0,985

Standardschätzfehler = 2,023

### 3.4.2.7 Zusammenfassung der Ergebnisse der Regressionsanalyse

#### Diagramme

Durch den engen Kurvenverlauf und das gemeinsame Konfidenzintervall ist ausschließlich eine direkte Übertragung von Messergebnissen zwischen den GE Lunar Modi „Adult schnell“ und „Adult screening“ sowie der Modi „Pediatric medium“ und „Pediatric small“ möglich. Bei den übrigen Scanmodi überschneiden sich die Konfidenzintervalle in Abhängigkeit der Fettkonfiguration nur teilweise (siehe 3.4.2.2 und 3.4.2.3).

Zu beachten ist insbesondere, dass eine direkte Übertragung von Messergebnissen zwischen den häufig genutzten GE Lunar Scanmodi „Adult normal“ sowie „Pediatric large“ aufgrund der eigenständigen Konfidenzintervalle sowohl mit als auch ohne Wirbelsäulenphantom nicht möglich ist.

Durch den Einsatz des Wirbelsäulenphantomes entstanden Abweichungen im Kurvenverlauf gegenüber den Messungen ohne Wirbelsäulenphantom (siehe 3.4.2.5). Auffällig dabei war eine ähnliche Steigung der Kurven, also ein nahezu paralleler Verlauf. Allerdings waren die Schnittpunkte der Graphen mit der y-Achse mit Wirbelsäulenphantom niedriger als die ohne Wirbelsäulenphantom. Dies zeigt, dass mit Wirbelsäulenphantom, unabhängig von der Fettkonfiguration, erwartungsgemäß ein etwas geringerer Fettgehalt mit dem jeweiligen Scanmodus gemessen wurde. Die Ursache dafür ist die Erhöhung des Knochenmineralanteils durch die Verwendung des Wirbelsäulenphantoms.

Beim Vergleich der Regressionsgeraden zwischen dem „Ganzkörpermodus“ des Norland XR26 mit den häufig genutzten GE Lunar „Ganzkörper“- Scanmodi konnte lediglich eine Überschneidung mit dem „Pediatric large“- Modus beim niedrigen Fettgehalt gezeigt werden (siehe 3.4.2.6). Dies belegt, dass auch nur eine Übertragung von Messergebnissen zwischen dem „Ganzkörpermodus“ (Norland) und dem „Pediatric large“- Modus (GE Lunar) beim niedrigen Fettgehalt möglich ist.

### Regressionskoeffizienten

Sowohl für GE Lunar als auch für Norland XR26 wurde bei keiner berechneten Regressionsgleichung der Wert 2,5 % für den Standardschätzfehler überschritten.

Das Bestimmtheitsmaß war bei allen Ergebnissen relativ konstant ca. 0,99.

Aufgrund des Schnittpunktes mit der y-Achse sowie des Geradenanstieges konnten beim Gerät GE Lunar ohne Wirbelsäulenphantom vergleichbare Regressionsgeradengleichungen für die Scanmodi „Adult screening“, „Pediatric small“ sowie „Pediatric large“ berechnet werden (siehe 3.4.2.2).

Unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms gleichen sich jeweils die Berechnungsvorschriften für die Korrektur der Messergebnisse des „Adult schnell“- Modus mit dem „Adult screening“- Modus sowie die Scanmodi „Adult normal“ und „Pediatric small“ (siehe 3.4.2.3).

Der wesentliche Unterschied der Regressionsgleichungen für die Korrektur der Messwerte zwischen den beiden Geräten (Hersteller GE Lunar siehe 3.4.2.3 und Norland XR26 siehe 3.4.2.4) besteht im flacheren Kurvenverlauf der Norland XR26 Regressionsgeraden.

Wie die Diagramme gezeigt haben, verändert sich erwartungsgemäß beim Gerät GE Lunar lediglich der Schnittpunkt mit der y-Achse durch den Einsatz des Wirbelsäulenphantoms, kaum jedoch der Anstieg der Regressionsgleichung (siehe 3.4.2.5).

# Kapitel 4

## Diskussion

### 4.1 Anwendbarkeit des VCP bei GE Lunar DPX-IQ Scannern

#### 4.1.1 Abweichung von der Herstellerangabe

Um die Anwendbarkeit des VCP beim GE Lunar DPX-IQ zu prüfen, wurde bei diesem Versuch der Fettgehalt der drei Fettkonfigurationen des Phantoms in allen Scanmodi (inklusive Kleintierscanmodi) bestimmt. Aus den Messergebnissen konnte die Genauigkeit sowie die Wiederholbarkeit von Ergebnissen ermittelt werden. Anschließend wurden die Regressionsgleichungen für die Abweichung der Messergebnisse von den Herstellerangaben des VCP berechnet.

Im Gegensatz zum Norland XR26 ist das VCP vom Hersteller (Bio-Imaging Technologie, Newton, PA) für GE Lunar-Geräte vorgesehen. Dementsprechend konnten Diessel et al. [6] nachweisen, dass die Messergebnisse des VCP mit dem GE Lunar DPX-IQ bei einem Gerätevergleich verschiedener DXA-Hersteller am geringsten von den Herstellerangaben abweichen.

Die Messergebnisse des VCP mit dem GE Lunar DPX-IQ dieses Versuchs sind unter Kapitel 3.1 dokumentiert.

Die Genauigkeit unterliegt relativ großen Schwankungen in Abhängigkeit vom Scanmodus (siehe Kapitel 4.1.2). Lediglich mit den Scanmodi „Adult“ und „Pediatric“ konnten niedrige Ungenauigkeiten ermittelt werden. Hierbei überschritt der gemessene Fettgehalt den Wert der Herstellerangabe um maximal 3,2 [% – Fett]. Die Abweichungen mit dem „Kleintiermodus“ waren dagegen mit maximal 51,7 [% – Fett] erheblich.

Nord [29] untersuchte mit einem Weichgewebephantom die Stabilität des GE Lunar DPX und ermittelte Abweichungen des Fettgehaltes von bis zu 12%. Allerdings konnten diese nach einer Rekalibrierung des DXA Gerätes auf 2% reduziert werden. Trotz täglicher Qualitätskontrolle des GE Lunar DPX-IQ wurde bei der vorliegenden Arbeit

diese Genauigkeit von 2% zumindest mit den „Adult“- und „Pediatric“- Modi geringgradig überschritten.

Eine Abhängigkeit der Messgenauigkeit vom Fettgehalt des VCP, also von der eingestellten Fettkonfiguration des Phantoms, ist anhand der Diagramme (siehe Kapitel 3.1) jedoch nicht erkennbar. Mit Ausnahme der „Kleintiermodi“ verlaufen die Mess- und Herstellerkurven nahezu parallel. Dies untermauert eine In-vivo-Studie von Madsen et al. [21], bei der die Reproduzierbarkeit von DXA Messungen der Gewebezusammensetzung bei veränderlichem Fettgehalt überprüft wurde. Die Veränderung der Lebendmasse und des Fettgehaltes wurden durch hinzugefügtes Schweinefett simuliert. Der ermittelte Fettgehalt für das hinzugefügte Fett wurde dabei nicht durch die Körpermasse bzw. den Ausgangsfettgehalt beeinflusst. Somit konnte eine Unabhängigkeit des gemessenen Fettgehaltes vom Körperfettanteil nachgewiesen werden.

Die Standardabweichung ist bei allen Scanmodi relativ niedrig (maximal 1,8). Der Variationskoeffizient erreicht seinen Maximalwert von 10,37% bei der „Low Fat“- Konfiguration (8,3 [% – Fett]) des „Pediatric medium“- Modus. Die Mehrzahl der ermittelten Variationskoeffizienten liegt jedoch deutlich unter diesem Maximalwert.

Guo et al. [9] veröffentlichten 2004 eine Studie über die Zuverlässigkeit von verschiedenen DXA-Geräten. Dabei ermittelten sie mit Hilfe von Weichgewebephantomen mit einem GE Lunar DPX-L eine Präzision von 5,2% (maximaler Variationskoeffizient).

In der Arbeit von Diessel et al. [6] kam ein VCP unter anderem beim GE Lunar DPX-IQ zum Einsatz. Mit dem GE Lunar DPX-IQ wurden für das VCP die präzisesten Messergebnisse erhalten. Der Variationskoeffizient schwankt in Abhängigkeit der Fettkonfiguration des VCP zwischen 1,5% und 5%. Da der Variationskoeffizient mit kleiner werdendem Fettgehalt steigt und Diessel et al. [6] lediglich als niedrigste Fettkonfiguration 13,4 [% – Fett] verwendeten, liegen die ermittelten Variationskoeffizienten der vorliegenden Arbeit in einem vergleichbaren Intervall.

Infolgedessen kann auf eine gute Präzision des VCP bei diesem GE Lunar DPX-IQ geschlossen werden. Die Eignung für wiederholte Messungen bzw. Langzeitstudien ist demnach gegeben.

#### **4.1.2 Unterschiede zwischen den Scanmodi (einschließlich „Kleintiermodus“)**

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, ob bei der Verwendung mehrerer Scanmodi in einer Versuchsreihe vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können und ob die Anwendung der spezifischen Software des „Kleintiermodus“ nutzbare Resultate erbringt. Bei diesem Versuch wurden die Präzision und die Genauigkeit der Messergebnisse des VCP der einzelnen Scanmodi, die sich in ihrer Bildauflösung, der Scangeschwindigkeit und der Stromstärke voneinander unterscheiden, bestimmt. Anschließend erfolgte die Berechnung und graphische Darstellung der Regressionsgleichungen mit den jeweiligen



Konfidenzintervallen für den Vergleich der eigenen Messergebnisse mit den Herstellerangaben.

#### 4.1.2.1 Ganzkörper („Adult“- und „Pediatric“- Modi)

Die Genauigkeit ist tatsächlich vom jeweiligen Scanmodus abhängig. Der Fettgehalt wird bei einigen Scanmodi über-, bei anderen Scanmodi unterschätzt. In der graphischen Darstellung (siehe Ergebnisse 3.1) verlaufen die „Adult“- Messkurven mit Ausnahme der „Adult normal“- Kurve ausschließlich oberhalb der Herstellerkurve, die „Pediatric“- Kurven dagegen außer der „Pediatric large“- Kurve unterhalb der Kurve der Herstellerangabe.

Auch die Konfidenzintervalle der Regressionsgeraden der meisten Scanmodi überschneiden sich in Abhängigkeit vom Fettgehalt nur teilweise. Je nach Scanmodus besitzen die ermittelten Regressionsgeraden zwar einen annähernd identischen Anstieg jedoch unterschiedliche Schnittpunkte mit der y-Achse (siehe Regressionsanalyse 3.4.2.2).

So zum Beispiel verlaufen auch die Regressionsgeraden der im LVG häufig genutzten Scanmodi „Adult normal“ und „Pediatric large“ völlig getrennt voneinander (siehe Abbildung 3.26). Dies bedeutet, dass ein Wechsel zwischen diesen Scanmodi innerhalb einer Versuchsreihe Messfehler verursachen würde und daher möglichst vermieden werden sollte.

Zu diesem Schluss kamen auch Guo et al. [9]. In dieser Studie wurden Messungen an Weichgewebephantomen für Mager- und Fettgewebe im schnellen, mittleren und langsamen Scanmodus durchgeführt. Dabei wurde unter anderem untersucht, inwieweit die Scangeschwindigkeit die Weichgewebeergebnisse des GE Lunar DPX-L beeinflusst. Es konnten Auswirkungen der Scangeschwindigkeit auf die Gerätezuverlässigkeit festgestellt werden ( $p \leq 0,01$ ).

Demgegenüber ermittelten Mazess et al. [22] bei einer In-vivo-Studie den Knochenmineralgehalt sowie die Weichgewebezusammensetzung mit zwei verschiedenen Scangeschwindigkeiten des GE Lunar DPX. Es konnten keine signifikanten Unterschiede der Mittelwerte und der Präzision der Messergebnisse zwischen den beiden Scangeschwindigkeiten festgestellt werden.

Vojarova et al. [44] untersuchten Mager- sowie Fettgewebephantome mit einem GE Lunar DPX in drei verschiedenen Scanmodi. Der mit dem Magergewebephantom ermittelte Fettgehalt wurde signifikant durch den Scanmodus beeinflusst. Beim Fettgewebephantom konnte diese Abhängigkeit allerdings nicht nachgewiesen werden.

Gemäß der vorliegenden Ergebnisse bilden die Scanmodi „Adult schnell“ und „Adult screening“ eine Ausnahme. Zwischen ihnen scheint ein Wechsel aufgrund des gemeinsamen Konfidenzintervalls der Regressionsgeraden für die Abweichung der Messwerte von den Referenzwerten möglich zu sein. Dennoch ist bei den „Adult“- Scanmodi der „normal“- Modus zu bevorzugen, da er der Herstellerkurve am ehesten entspricht (vgl. Abbildung 3.1) und daher am genauesten ist.

Die größte Genauigkeit mit einer maximale Abweichung von 1,57 [% – Fett] ergaben die Messergebnisse der Scanmodi „Pediatric small“ sowie „Pediatric medium“. Die präzisesten Messungen sind mit dem „Adult normal“- Modus sowie dem „Pediatric large“- Modus möglich (maximale Standardabweichung 0,59 [% – Fett]). Aus diesem Grund sind diese beiden Scanmodi für Langzeitstudien am Besten geeignet.

#### 4.1.2.2 Kleintier-Ganzkörper

Beim Einsatz der Kleintiersoftware lag der gemessene Fettgehalt weit über dem Wert der Herstellerangabe (mindestens 7,2 [% – Fett] beim „Detail langsam“- Modus). Diese großen Ungenauigkeiten waren überdies von der Fettkonfiguration abhängig. Je niedriger der eingestellte Fettgehalt, umso größer waren die Abweichungen von den Herstellerangaben. Maximal wurde der Fettgehalt mit dem „High Resolution mittel“-Modus um 51,7 [% – Fett] überschätzt. Allerdings besaßen alle Messwerte eine sehr niedrige Standardabweichung also eine hohe Präzision (maximal 1,8 [% – Fett]). Von diesen Messergebnissen ausgehend erscheint die Anwendung der Kleintiersoftware fragwürdig. Allerdings müsste anhand von Lebeltier-, oder Schlachtkörperuntersuchungen abgeprüft werden, inwieweit diese Ungenauigkeiten durch die Nichteignung des Phantoms, z.B. durch seine Größe, zustande gekommen sind. Da die Kleintierscanmodi „Detail mittel“ und „Detail langsam“ eine Beschränkung von 5 [kg] und die „High Resolution“- Modi von lediglich 0,5 [kg] besitzen, ist das VCP mit ca. 7 [kg] wahrscheinlich zu schwer für diese Anwendung.

#### 4.1.3 Schlussfolgerung für die praktische Anwendung des VCP

In der vorliegenden Arbeit wurde festgestellt, dass die Genauigkeit unabhängig vom eingestellten Fettgehalt des VCP ist, wogegen die Ergebnisse vom jeweiligen Scanmodus des GE Lunar DXA Scanners beeinflusst werden.

Da der gemessene Fettgehalt, den vom Hersteller angegebenen Fettgehalt über- als auch unterschreitet, ist die Anwendung nur eines Scanmodus in einer Versuchsreihe nötig. Die gemeinsamen Konfidenzintervalle der Scanmodi „Adult schnell“ und „Adult screening“ ermöglichen eine alternative Benutzung, ihre Genauigkeit ist jedoch geringer als die des „Adult normal“- Modus.

In der Pressemitteilung des Deutschen Bundestages vom 2.Mai 2004 [36] fordert die Regierung eine Beschränkung der Tierversuche auf ein „unerlässliches Maß“. Der Bundesverband Tierschutz unterstützt des weiteren jede Bestrebung der Entwicklung von Ersatzmethoden zum Tierversuch. Die Bestimmung der Genauigkeit der Einzelgeräte sowie der Vergleich beider Röntgenabsorptionsmessgeräte mit Hilfe des *Variable Composition Phantoms* bietet zwar keine Möglichkeit zur Ersetzung bzw. Ergänzung von Tierversuchen. Dennoch ermöglicht es einen Verzicht auf Tiere als Probanden bei der Kalibrierung bzw. beim Vergleich unterschiedlicher DXA-Geräte oder auch verschiedener Scanmodi.

Allerdings ist nach Diessel et al. [6] die Präzision des VCP für Fettgehaltsmessungen lediglich vergleichbar oder schlechter als bei In-vivo-Messungen. Beim vorliegenden Versuch wurden mit dem VCP beim GE Lunar DPX-IQ ähnliche Messergebnisse erzielt. Da in dieser Arbeit mit dem VCP eine für viele praktische Bereiche ausreichende Präzision und Genauigkeit erzielt wurde, stellt das *Variable Composition Phantom* zumindest eine sinnvolle Ergänzung zu In-vivo-Versuchen dar.

Der Einsatz des VCP ist durch seinen Mangel an Knochenäquivalenten (nur Aluminiumkopf) limitiert. Da alle DXA-Hersteller spezielle Knochenäquivalente für ihre Geräte zur Verfügung stellen, ist die Kombination von einem Weichgewebephantom, wie dem VCP, und diesen Knochenäquivalenten sinnvoll.

Durch das Hinzufügen weiterer Knochenäquivalente zum bereits vorhandenen Aluminiumkopf könnten einerseits neue Anwendungsgebiete wie z.B. Kreuzkalibrierung sowie Langzeitstudien des Knochenmineralgehaltes erschlossen werden, andererseits würde sich das Phantom weiter an die In-vivo-Situation annähern. In diesem Versuch kam als Knochenäquivalent ein Aluminiumwirbelsäulenphantom zum Einsatz. Dieses ermöglichte überhaupt erst einen Gerätevergleich zwischen den Herstellern GE Lunar und Norland in der weiteren Arbeit.

## 4.2 Erweiterung des VCP durch das Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar DPX-IQ

### 4.2.1 Abweichung von der Herstellerangabe

Bei den hier durchgeführten Messungen wurde das Weichgewebephantom (VCP) durch die Auflage eines Aluminiumwirbelsäulenphantoms, welches der Simulation von Knochengewebe dient, erweitert. Zur Berechnung der Abweichung der Messergebnisse von der Herstellerangabe wurde hierbei in allen Scanmodi der Fettgehalt des VCP in Kombination mit der „Aluminiumwirbelsäule“ bestimmt. Anschließend wurde die Präzision, die Genauigkeit sowie die Berechnungsvorschrift (Regressionsgleichung) für die Abweichung von der Herstellerangabe ermittelt (siehe Ergebnisse 3.2 sowie Regressionsanalyse 3.4.2.3).

Auch mit dem Wirbelsäulenphantom wichen die Messergebnisse des GE Lunar nur geringgradig von der Herstellerangabe ab. Dabei ist zu beachten, dass die Herstellerangabe sich lediglich auf die Messdaten des VCP stützt, ohne ein Knochenäquivalent, abgesehen vom Aluminiumkopf zu beinhalten. Die Messkurven der Adult Scanmodi entsprechen am ehesten der Herstellerangabe und sind daher am genauesten. Die maximale Abweichung betrug beim „Pediatric small“-Modus in der mittleren Fettkonfiguration 3,37 [% – Fett] (siehe Ergebnisse 3.2). Somit ist die Genauigkeit mit den Messergebnissen des VCP ohne Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar vergleichbar. Hier wurde eine maximale Abweichung von 3,2 [% – Fett] von der Herstellerangabe ermittelt.

Mit dem Wirbelsäulenphantom waren nicht nur genaue, sondern auch präzise Messungen möglich. Berechnet wurde eine maximale Standardabweichung von 1,23 („Pediatric medium“- Modus). Im „Pediatric medium“- Modus mit der mittleren Fettkonfiguration des VCP ohne Wirbelsäulenphantom wurde ebenfalls eine maximale Standardabweichung von 1,02 ermittelt. Somit wurde die Präzision durch den Einsatz des Wirbelsäulenphantoms nur geringgradig vermindert.

Auch mit dem Knochenäquivalent erwiesen sich die Scanmodi „Adult normal“ sowie „Pediatric large“ durch ihre niedrige Standardabweichung (maximal 1,07) für Langzeitstudien als am besten geeignet. Aufgrund der großen Genauigkeit der „Adult“- Scanmodi ist auch hier der „Adult normal“- Modus bevorzugt zu verwenden.

In einer Studie von Oldroyd et al. [32] wurde mit Hilfe eines Ganzkörperphantoms, ebenfalls bestehend aus einem Aluminiumskelett, die Präzision eines GE Lunar DPX bzw. des DPX/L-Scanners bestimmt. Ziel war der Vergleich der Phantommesswerte mit der Präzision von In-vivo-Messungen sowie die Erfassung der Langzeitpräzision, simuliert durch einen Röntgendetektoraustausch. Sie ermittelten eine Standardabweichung der Fettgehaltsmessungen für die Kurzzeitpräzision von 1,1 bzw. von 1,7 nach dem Wechsel des Röntgendetektors zur Bestimmung der Langzeitpräzision. Somit ist die Präzision der Messergebnisse der vorliegenden Arbeit mit den In-vitro-Ergebnissen von Oldroyd et al. [32] vergleichbar.

Auch unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt, um die Vergleichbarkeit verschiedener Scanmodi zu untersuchen. Dabei wurde festgestellt, dass eine Übertragung von Messergebnissen, wie ohne Wirbelsäulenphantom aufgrund des gemeinsamen Konfidenzintervalles der Regressionsgeraden zwischen den Scanmodi „Adult schnell“ und „Adult screening“ möglich ist. Darüber hinaus ist auch eine Übertragung von Messergebnissen zwischen den Scanmodi „Pediatric medium“ und „Pediatric small“ möglich (siehe Regressionsanalyse 3.4.2.3).

#### **4.2.2 Einfluss des Wirbelsäulenphantoms auf die Messergebnisse (Vergleich mit GE Lunar ohne Wirbelsäulenphantom)**

Die Genauigkeit und Präzision der Messergebnisse wich nur geringgradig von den Ergebnissen ohne Wirbelsäulenphantom ab. Folglich besitzt das hinzugefügte Knochenäquivalent kaum einen Einfluss auf die Genauigkeit der Messungen. Die Fettgehaltsmessungen über- bzw. unterschreiten bei denselben Scanmodi die Herstellerangabe wie ohne die „Aluminiumwirbelsäule“. Die festgestellte geringfügig größere Standardabweichung, also die etwas geringere Präzision der Ergebnisse ist in ihrer Größenordnung zu vernachlässigen.

Aus diesen Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kann auf die Zweckmäßigkeit der Erweiterung des VCP mit einem Knochenäquivalent geschlossen werden.

Mit Hilfe der Regressionsanalyse wurden die Abweichungen der Messwerte des VCP mit und ohne Knochenäquivalent von den Referenzwerten gegenübergestellt (siehe Regressionsanalyse 3.4.2.5).

Die Regressionsgeraden besitzen zwar einen vergleichbaren Anstieg, allerdings sind mit Ausnahme des „Adult schnell“- Modus die Schnittpunkte mit der Y-Achse niedriger als ohne Wirbelsäulenphantom. Durch diese Parallelverschiebung der Regressionsgeraden wurde also in Kombination des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom als Knochenäquivalent ein geringerer Fettgehalt bestimmt. Demzufolge führt das Knochenäquivalent zur erwarteten Reduktion des gemessenen Fettgehaltes. Durch den Anstieg des Knochenmineralgehaltes nimmt der Anteil von Weichgewebe ab. Da der gemessene Fettgehalt den Gesamtfettgehalt darstellt, wird dieser folglich bei der Verminderung von Weichgewebe ebenfalls reduziert.

Auch wurde mittels t-Test der Einfluss des Knochenäquivalentes auf den Mittelwert der Messergebnisse überprüft. Mit dem t-Test wurden die Mittelwerte der drei Fettkonfigurationen des VCP mit und ohne Wirbelsäulenphantom in den jeweiligen Scanmodi miteinander verglichen (siehe Mittelwertvergleich 3.4.1.1).

Dabei konnte eine signifikante Differenz der Mittelwerte zum Niveau  $\alpha = 0,05$  in allen drei Fettkonfigurationen des „Pediatric small“- Modus ermittelt werden. Außerdem wurde in der „Low Fat“- Konfiguration eine signifikante Differenz zwischen den Mittelwerten der übrigen Scanmodi mit Ausnahme des „Pediatric large“- Modus nachgewiesen.

Somit konnte zumindest teilweise der Einfluss der Aluminiumwirbelsäule auf die Messergebnisse in Abhängigkeit vom Scanmodus und von der Fettkonfiguration des VCP erwiesen werden.

### 4.2.3 Schlussfolgerung

Da in der vorliegenden Arbeit beim GE Lunar DPX-IQ die Kombination des VCP mit einem Wirbelsäulenphantom präzise und genaue Messergebnisse erbrachte, erscheint diese Phantomkombination für die Kalibrierung des Fettgehaltes zweckmäßig.

Die Abweichungen der Messergebnisse des GE Lunar DPX-IQ durch das Knochenäquivalent konnten mit der Regressionsanalyse beim gemessenen Fettgehalt festgestellt werden. Mittels t-Test wurde teilweise eine signifikante Differenz der Mittelwerte in Abhängigkeit vom Fettgehalt und Scanmodus nachgewiesen. Somit beeinflusst ein Hinzufügen von Knochenäquivalenten zum Weichgewebephantom auch die Weichgewebeergebnisse, indem es z.B. wie in der vorliegenden Arbeit den gemessenen Fettgehalt reduziert. Demzufolge erscheinen Knochenäquivalente auch für die Kalibrierung der Weichgewebeergebnisse von DXA-Scannern erforderlich.

Dies stützt auch eine Studie von Diessel et al. [6]. Sie untersuchten in ihrer Arbeit die Anwendbarkeit des VCP bei acht verschiedenen DXA-Geräten. Sie beschreiben darin die eingeschränkte Einsetzbarkeit des Phantoms durch den Mangel an Knochenäquivalenten. Denn durch die „Aluminiumwirbelsäule“ könnte auch eine Kreuzkalibrierung sowie Lang-

zeitstudien des Knochenmineralgehaltes durchgeführt werden. Außerdem benutzen verschiedene DXA-Hersteller unterschiedliche Bildeinteilungen oder Kantendetektionstechniken um Knochen von Weichgewebe abzugrenzen. Dies hat zur Folge, dass sowohl Knochen- als auch Weichgewebeergebnisse, also auch der Fettgehalt, von solch einem Knochenäquivalent beeinflusst werden.

Ein weiterer wichtiger Aspekt, der für den Einsatz der „Aluminiumwirbelsäule“ spricht, ist das Unvermögen der direkten Fettgehaltsmessung in Körperregionen mit einem Knochenanteil. Die DXA-Software muss deshalb den Fettgehalt der angrenzenden Bereiche interpolieren.

Nach Svendsen et al. [40] wird die Strahlungsenergie durch das Weichgewebe (knochenfreie Pixel) bzw. durch den Knochen mit dem angrenzenden Weichgewebe (Knochenpixel) abgeschwächt. Daher ist die direkte Bestimmung der durch den Knochen verursachten Strahlungsabschwächung in den Knochenpixel unmöglich und somit eine Extrapolation von den knochenfreien Pixel nötig. Messungenauigkeiten werden daher durch die unterschiedliche Weichgewebeverteilung in den Knochen und knochenfreien Pixel verursacht.

Folglich ist gerade für den Gerätevergleich verschiedener Hersteller, wie in diesem Versuch geschehen, eine Erweiterung des VCP mit einem Knochenäquivalent sinnvoll.

Denn das wesentliche Ziel der vorliegenden Arbeit ist ein Gerätevergleich eines GE Lunar DPX-IQ Scanners mit einem Norland XR26 Scanner. Da ferner beim Gerät Norland XR26 ein Knochenäquivalent für die Messungen benötigt wird, also das VCP nur in Kombination mit dem Wirbelsäulenphantom anwendbar ist, wurde für den angestrebten Gerätevergleich auch beim GE Lunar DPX-IQ der Einsatz des Wirbelsäulenphantoms erforderlich.

Durch das Hinzufügen des Knochenäquivalentes nähert sich das Phantom zwar mehr einer In-vivo-Situation an, entspricht ihr jedoch durch die homogene Weichgewebeverteilung des VCP nicht vollständig. Nach Nord [30] basiert die Abschätzung der Weichgewebezusammensetzung oberhalb und unterhalb des Knochens auf einer für den Menschen typischen Verteilung. Daher sind die Algorithmen für die Berechnung der Weichgewebezusammensetzung bei Messobjekten mit einer unrealistischen Fettverteilung fehlerhaft. Da in dieser Arbeit ein Phantom mit einer homogenen Weichgewebezusammensetzung (das VCP) verwandt wurde, dürfte diese Extrapolation auf die Pixel mit dem Knochenäquivalent in Form der Aluminiumwirbelsäule demzufolge ebenso Auswirkungen auf die Messergebnisse besitzen.

Dennoch bleiben die Vorteile des VCP, wie die Variierbarkeit des Fettgehaltes sowie die einfache Handhabung für mehrere Versuche durch seine kleine, wenig komplexe Struktur, erhalten. Daher ist es größeren, kompliziert aufgebauten Phantomen vorzuziehen.

## 4.3 Anwendbarkeit des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom beim Norland XR26

### 4.3.1 Abweichung von der Herstellerangabe

Um die Anwendbarkeit des VCP bei einem Norland XR26 zu prüfen, wurde bei diesem Versuch der Fettgehalt der drei Fettkonfigurationen des Phantoms in allen Scanmodi sowie mit unterschiedlichen Scangeschwindigkeiten und Auflösungen bestimmt. Mit dem Gerät Norland XR26 waren ausschließlich Fettgehaltsmessungen des VCP mit einem Knochenäquivalent möglich.

Aus diesen Messergebnissen wurden die Genauigkeit sowie die Präzision des Norland XR26 ermittelt. Anschließend wurden die Regressionsgleichungen für die Abweichung der Messergebnisse von den Herstellerangaben des VCP (Bio-Imaging Technologie, Newtown, PA für GE Lunar-Geräte) berechnet (siehe Ergebnisse 3.3 sowie Regressionsanalyse 3.4.2.4).

Die Abweichung des Mittelwertes der Messergebnisse mit dem Norland XR26 von den Herstellerangaben des VCP ist wiederum von der Fettkonfiguration sowie vom Scanmodus abhängig (siehe Ergebnisse 3.3, Diskussion 4.3.2). Maximal beträgt sie 7,11 [%–Fett] bei der hohen Fettkonfiguration des VCP, gemessen mit einer Scangeschwindigkeit von 60 [mm/s] und einer Auflösung von  $3 \times 3$  [mm].

Somit wird die Abweichung von 3,37 [%–Fett] des Gerätes GE Lunar vom Referenzwert deutlich überschritten.

Diessel et al. [6] setzten in ihrer Studie das VCP bei acht verschiedenen DXA-Geräten der Hersteller GE Lunar und Hologic ein. Ermittelt wurden Abweichungen vom angegebenen Fettgehalt bei allen DXA-Geräten. Infolgedessen wurde auf eine unterschiedliche Fettkalibrierung dieser Geräte geschlussfolgert. Die maximale Abweichung des Mittelwertes des gemessenen Fettgehaltes von der Herstellerangabe betrug dabei 7,3 [%–Fett]. Sie wurde mit der niedrigen Fettkonfiguration des VCP beim Gerät GE Lunar Expert bestimmt.

Da das VCP vom Hersteller (Bio-Imaging Technologie, Newtown, PA) nicht für das Norland XR26 vorgesehen ist und die Herstellerangabe Messwerte des VCP ohne Knochenäquivalent beim GE Lunar darstellen, ist diese recht große Ungenauigkeit der Messergebnisse von maximal 7,11 [%–Fett] nachvollziehbar. Andererseits ermittelten Diessel et al. [6] mit dem GE Lunar Expert-Gerät prozentual (da bei der niedrigen Fettkonfiguration bestimmt) sogar größere Abweichungen von den Referenzwerten. Darüber hinaus wurden diese Messungen wie vom Hersteller vorgesehen, durchgeführt. Demzufolge ist die in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Phantomkombination aus einem VCP und einem Wirbelsäulenphantom bei ausreichender Präzision auch beim Norland XR 26 anwendbar.

Die niedrige Fettkonfiguration des Phantoms ergab beim Norland XR26 genauere Mes-

sergebnisse. Die graphischen Darstellungen in Kapitel 3.3 zeigen einen steileren Anstieg der Herstellerkurve gegenüber der Messkurve. Auch darin unterscheiden sich die Ergebnisse des Norland XR26 von den Messungen mit dem GE Lunar DPX-IQ. Denn hier wurde ein nahezu paralleler Verlauf der Messkurve im Vergleich zur Herstellerkurve ermittelt. Daher ist eine Abhängigkeit der Messgenauigkeit des GE Lunar DPX-IQ vom Fettgehalt des VCP, also von der eingestellten Fettkonfiguration des Phantoms nicht erkennbar (siehe Diskussion 4.1.1).

Diessel et al. [6] konnten einen linearen Zusammenhang zwischen der Abweichung des gemessenen Fettgehaltes und der Fettkonfiguration des VCP bei allen getesteten DXA-Geräten der Hersteller GE Lunar und Hologic nachweisen. Somit erscheint die Anwendung aller Fettkonfigurationen des VCP überflüssig.

Auch Madsen et al. [21] untersuchten mit dem Norland XR26 bei einer In-vivo-Studie den Einfluss von hinzugefügtem, exogenem Fett auf den gemessenen initialen Körperfettanteil. Sie stellten fest, dass dieses Gerät für die Messung von Fettgehaltsveränderungen unabhängig vom initialen Fettanteil in der Lage ist.

Die Messergebnisse der vorliegenden Arbeit scheinen dies zu widerlegen, da die niedrige Fettkonfiguration des VCP beim Norland XR26 am ehesten der Herstellerangabe entspricht.

Allerdings ist dabei wieder zu bedenken, dass das VCP vom Hersteller nicht für DXA-Scanner des Herstellers Norland konzipiert ist und die Herstellerangabe lediglich Messungen des VCP bei einem GE Lunar Scanner darstellen.

Mit einer Ausnahme (Auflösung  $1,5 \times 1,5$  [mm]) liegt der gemessene Fettgehalt bei allen drei Konfigurationen des VCP ausschließlich über der Herstellerangabe. Somit misst das Norland XR26 im Vergleich zum GE Lunar DPX-IQ einen höheren Fettgehalt, da beim GE Lunar DPX-IQ der Fettgehalt in Abhängigkeit vom Scanmodus teilweise über- oder unterschätzt wurde. Dies deutet auf eine unterschiedliche Kalibrierung des Fettgehaltes dieser beiden DXA-Geräte hin.

Wie im folgenden Kapitel geschildert, ist auch die Präzision der Messergebnisse des Norland XR26 vom Scanmodus sowie von der Auflösung und der Scangeschwindigkeit abhängig. Die Messungen mit dem „Ganzkörpermodus“ ergaben eine größere Standardabweichung als mit dem „Forschungsmodus“.

Der Maximalwert für die Standardabweichung wurde beim „Ganzkörpermodus“ erreicht und beträgt 3,01. Vergleichsweise wurde beim GE Lunar DPX-IQ mit dem VCP unter Anwendung des Wirbelsäulenphantoms eine Standardabweichung von 1,23 berechnet (siehe Diskussion 4.2.1). Somit wurden mit dem GE Lunar DPX-IQ deutlich präzisere Messergebnisse erzielt.

Diessel et al. [6] ermittelten mit einem VCP sogar eine Standardabweichung von 0,6 bis 0,8 und einen Variationskoeffizienten von 1,5 bis 5%.

Ursache für diese schlechte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse des Norland XR26 der vorliegenden Arbeit könnte nach Nord [30] die Benutzerabhängigkeit der Messungen



sein. Bei der neueren DXA-Software erfolgt die Einteilung der für die Scananalyse benötigten Körperregionen automatisch. Bei anderen Geräten ist eine manuelle Abgrenzung der Körperregionen von Nöten.

In diesem Versuch wurde beim GE Lunar DPX-IQ die halbautomatische Analyse für die Positionierung der „regions of interest“ benutzt bzw. der globale R-Wert (Weichgewebe-Röntgenschwächungskoeffizient) für die Berechnung der Ganzkörperergebnisse herangezogen. Beim „Ganzkörpermodus“ des Norland XR26 erfolgte die Festlegung der „regions of interest“ dagegen manuell und es gingen die regionalen R-Werte in die Berechnung der Ganzkörperergebnisse ein. Eine Festlegung der „regions of interest“ ist beim Forschungsmodus des Norland XR26 jedoch nicht notwendig. Es erfolgte lediglich eine Abgrenzung des Aluminiumkopfes von den Acrylblöcken (siehe Scananalyse 2.4.3).

Dies erklärt vermutlich einerseits die größere Standardabweichung des Norland XR26 im Vergleich zum GE Lunar DPX-IQ, andererseits die Unterschiede zwischen dem „Ganzkörper“- und dem „Forschungsmodus“ beim Norland XR26.

### 4.3.2 Einfluss von Scangeschwindigkeit und Auflösung

Der Fettgehalt des VCP wurde mit dem „Ganzkörpermodus“ und dem „Forschungsmodus“ mit verschiedenen Scangeschwindigkeiten und Auflösungen ermittelt.

Wie bereits im vorigen Kapitel geschildert, existieren durch die manuelle Festlegung der „regions of interest“ beim „Ganzkörpermodus“ auch Präzisionsunterschiede zwischen dem „Ganzkörper“- und dem „Forschungsmodus“.

Die Ergebnisse unter Kapitel 3.3 zeigen, dass sowohl die Genauigkeit als auch die Präzision durch den Scanmodus, die Scangeschwindigkeit sowie die Auflösung beeinflusst werden.

Mit dem „Forschungsmodus“ wurde mit der höchsten Auflösung von  $1,5 \times 1,5$  [mm] und der geringsten Geschwindigkeit von 30 [mm] eine maximale Standardabweichung von 0,32 berechnet. Die maximale Abweichung von der Herstellerangabe betrug in diesem Modus mit der „High Fat“-Konfiguration des VCP 4,91 [% – Fett].

Um eine möglichst hohe Genauigkeit und Präzision der Messergebnisse zu erzielen, müsste gemäß dieser Messergebnisse eine hohe Auflösung sowie eine geringe Scangeschwindigkeit gewählt werden.

### 4.3.3 Schlussfolgerung

Auch mit dem Gerät Norland XR26 wurden genaue und präzise Messergebnisse mit dem VCP in der Kombination mit dem Wirbelsäulenphantom erzielt.

Die Abweichung von der Herstellerangabe übersteigt zwar den Wert des GE Lunar um ca. das Doppelte. Dennoch ist diese recht große Ungenauigkeit der Messergebnisse nachvollziehbar, da das VCP vom Hersteller (Bio-Imaging Inc.) nicht für das Norland XR26 vorgesehen ist und die Herstellerangabe sich auf Messwerte des VCP ohne Knochenäquivalent bei GE Lunar-Geräten bezieht. Die Genauigkeit des Norland XR26 ist

mit den Messergebnissen des VCP mit dem GE Lunar Expert in der Studie von Diessel et al. [6] vergleichbar.

Demzufolge ist das VCP mit dem Knochenäquivalent ebenso bei diesem Gerät einsetzbar.

Beim Vergleich der Scanmodi des Norland XR26 konnten Unterschiede in der Präzision der Messergebnisse zwischen „Ganzkörper“- und „Forschungsmodus“ ermittelt werden. Die Fettgehaltsmessungen mit dem „Ganzkörpermodus“ ergaben eine größere Standardabweichung als mit dem „Forschungsmodus“. Eine Ursache dafür könnte der beschriebene Bedienerinfluss auf die Berechnung der Ganzkörperergebnisse aus den regionalen R-Werten beim „Ganzkörpermodus“ des Norland XR26 sein (siehe Diskussion 4.3.1). Somit wirkt sich die manuelle Festlegung der „regions of interest“ beim „Ganzkörpermodus“ nachteilig auf die Präzision der Messergebnisse aus. Demzufolge ist gerade bei Langzeitstudien der „Forschungsmodus“ dem „Ganzkörpermodus“ zu bevorzugen. Eine Problematik von praktischer Relevanz stellt allerdings die Größenbeschränkung des Messobjektes beim „Forschungsmodus“ dar. Sie ermöglicht im Nutztierbereich ausschließlich das Scannen kleiner Messobjekte wie z.B. Ferkel.

Durch den Einfluss der Scangeschwindigkeit und der Auflösung auf die Genauigkeit und Präzision der Messergebnisse kann geschlussfolgert werden, dass vor allem bei Langzeitstudien eine möglichst hohe Auflösung sowie eine geringe Scangeschwindigkeit gewählt werden sollte. Zumindest sollten Auflösung und Scangeschwindigkeit in einer Versuchsreihe beibehalten werden bzw. beim Vergleich von Studien beachtet werden (siehe Diskussion 4.3.2).

Im Gegensatz zum GE Lunar DPX-IQ beeinflusst beim Norland XR26 die Fettkonfiguration des VCP die Genauigkeit der Messergebnisse. Daraus resultierend könnten auch bei Messungen von Tieren mit einem relativ hohen Fettgehalt größere Ungenauigkeiten auftreten (siehe Diskussion 4.3.1).

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die fast ausnahmslose Überschätzung des Fettgehaltes. Da der mit dem Norland XR26 gemessene Fettgehalt fast ausschließlich über der Herstellerangabe des VCP für den Gerätehersteller GE Lunar liegt, könnte dies auf höhere Fettgehaltsmessungen des Norland XR26 hindeuten (siehe Ergebnisse 3.3). Da mit dem Norland XR26 außerdem ein höherer Fettgehalt als mit dem GE Lunar DPX-IQ gemessen wurde, scheint die Notwendigkeit der Anwendung von Korrekturfaktoren für den Abgleich des gemessenen Fettgehaltes zwischen diesen beiden Geräten gegeben.

Auch Kistorp und Svendsen [16] verglichen in einer Studie Weichgewebemessungen eines GE Lunar DPX mit einem QDR-2000 des Herstellers Hologic. Es wurde ein systematischer Unterschied zwischen den beiden Geräten festgestellt, da der GE Lunar Scanner einen 3,7% geringeren Fettgehalt maß als der QDR-2000 Scanner. Somit konnte die Abhängigkeit der Messergebnisse vom DXA-Gerätehersteller nachgewiesen werden.

Ebenso zeigte der Vergleich eines GE Lunar DPX-L mit einem GE Lunar Prodigy von Guo et al. [9] einen Unterschied der Weichgewebemessungen zwischen diesen Geräten. Bei Abrahamsen et al. [1] kamen das QDR-2000 und das QDR-1000 des Herstellers Hologic zum Einsatz. Auch in dieser Studie konnten Unterschiede bei der Fettgehaltsmessung zwischen diesen beiden Geräten nachgewiesen werden, denn das QDR-2000 maß einen signifikant höheren Fettgehalt.

Demgegenüber steht eine In-vivo-Studie von Gillette-Guyonnet [7]. Darin wurden ebenfalls Weichgewebemessungen eines GE Lunar DPX-L mit einem Hologic QDR-4500W verglichen. Allerdings wurde hier kein Unterschied des gemessenen Fettgehaltes dieser beiden DXA-Geräte nachgewiesen. Lediglich die ermittelte Körpermasse war mit dem GE Lunar DPX-L signifikant höher.

Diese Arbeiten zeigen, dass eine direkte Übertragung von Messergebnissen zwischen zwei DXA-Scannern unterschiedlicher Hersteller nicht möglich ist. Selbst bei der Verwendung zweier unterschiedlicher DXA-Geräte eines Herstellers (z.B. durch Guo et al. [9] sowie Abrahamsen et al. [1]) wichen die Messergebnisse signifikant voneinander ab.

Auch in der vorliegenden Arbeit wurden Abweichungen bei der Bestimmung der Weichgewebezusammensetzung zwischen zwei DXA-Geräten der Hersteller GE Lunar und Norland festgestellt. Demzufolge erscheint auch hier eine bedingungslose Übertragung von Messergebnissen zwischen beiden Geräten nicht möglich.

## **4.4 Gerätevergleich GE Lunar DPX-IQ und Norland XR26**

### **4.4.1 Übertragung von Messergebnissen zwischen dem GE Lunar DPX-IQ und dem Norland XR26**

Die Möglichkeit des Vergleiches von Fettgehaltsmessungen zwischen einem GE Lunar DPX-IQ mit einem Norland XR26 und die damit angestrebte engere Zusammenarbeit des Lehr- und Versuchsgutes Oberschleißheim mit dem Forschungsinstitut für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere (FBN) in Dummerstorf stellt das wesentliche Ziel der vorliegenden Arbeit dar.

Für den Gerätevergleich war die Kombination des VCP mit einem Wirbelsäulenphantom erforderlich, da beim Norland XR26 ohne Knochenäquivalent keine nachvollziehbaren Messergebnisse erzielt wurden. Anhand der Messergebnisse des VCP unter Verwendung des Knochenäquivalentes beim Norland XR26 wird ersichtlich, dass auch bei diesem DXA-Gerät das Phantom in dieser Konfiguration einsetzbar ist. Dennoch existieren Abweichungen der Genauigkeit und Präzision bei der Fettgehaltsmessung sowohl zwischen diesen beiden DXA-Geräten als auch zwischen den Scanmodi, der Auflösung und der Scangeschwindigkeit.

Diese Unterschiede zwischen dem GE Lunar DPX-IQ und dem Norland XR26 konnten mit dem t-Test nachgewiesen werden (siehe Mittelwertvergleich 3.4.1.2).

Ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) aller drei Fettkonfigurationen wurde für die GE Lunar Modi „Adult normal“, „Pediatric large“ und „Pediatric small“ mit den vergleichbaren Norland Scanmodi nachgewiesen. Bei den übrigen Scanmodi überstieg der ermittelte p-Wert bei mindestens einer Fettkonfiguration das Signifikanzniveau.

Diese Abweichungen zwischen den Mittelwerten der Fettgehaltsmessung beider Geräte deuten auf eine unterschiedliche Kalibrierung der Geräte hin und machen den Einsatz von Korrekturfaktoren für den Abgleich des Fettgehaltes erforderlich. Somit ist die alternative Benutzung der hier verglichenen Scanmodi für Fettgehaltsmessungen in einer Versuchsreihe ohne Korrekturfaktoren unmöglich.

Mit der Regressionsanalyse wurden die Geradengleichungen der Messergebnisse des VCP der häufig genutzten Scanmodi beider DXA-Geräte in Abhängigkeit vom Referenzwert miteinander verglichen. Es wurden unterschiedliche Kurvenverläufe der Regressionsgeraden zwischen den Scannern beider DXA-Hersteller ermittelt. Die Regressionsgerade vom Norland XR26 besitzt gegenüber den Geraden vom GE Lunar DPX-IQ einen deutlich steileren Anstieg. Ursache dafür ist der Einfluss der Fettkonfiguration des Phantoms auf die Fettgehaltsmessung beim Norland XR26.

Diese Abhängigkeit der Messgenauigkeit vom Fettgehalt ist ein weiterer wichtiger Unterschied zwischen beiden DXA-Geräten. Denn beim Gerät vom Hersteller Norland beeinflusst die Fettkonfiguration des Phantoms die Genauigkeit der Fettgehaltsmessung. Der gemessene Fettgehalt weicht bei der hohen Fettkonfiguration stärker von der Herstellerangabe ab (siehe Diskussion 4.3.1). Dies hat zur Folge, dass auch die Abweichung der Messergebnisse zwischen beiden DXA-Geräten mit steigendem Fettgehalt zunimmt. Denn die Regressionsgerade der Messwerte des „Ganzkörpermodus“ vom Norland XR26 verläuft deutlich steiler gegenüber der Regressionsgeraden des GE Lunar. Demnach wird auch der Abstand zwischen den Regressionsgeraden beider Geräte mit zunehmendem Fettgehalt größer. Somit entstehen gerade bei der Verwendung von Messobjekten mit einem sehr hohen Fettgehalt zwischen beiden DXA-Scannern stark abweichende Messergebnisse.

Lediglich die Konfidenzintervalle der Regressionsgeraden des „Ganzkörpermodus“ (Hersteller Norland) und des „Pediatric large“-Modus (Hersteller GE Lunar) in Abhängigkeit vom Referenzwert überlagern sich ausschließlich im niedrigen Fettbereich. Demzufolge kann bei diesen Scanmodi nur bei Messobjekten mit einem geringeren Fettgehalt als 25 [% – Fett] mit hinreichender Genauigkeit von gleichen Messergebnissen gesprochen werden. Für Messobjekte mit einem höheren Fettgehalt ist für jeden Scanmodus eine Korrekturgleichung für den Abgleich der Messergebnisse zwischen beiden DXA-Geräten nötig.

Auch wurden Korrekturgleichungen für den Abgleich der Messergebnisse zwischen dem „Ganzkörpermodus“ des Norland XR26 mit den GE Lunar Scanmodi mit Hilfe der Regressionsanalyse berechnet (siehe Regressionsanalyse 3.4.2.6).

#### 4.4.2 Ausblick auf weitere Untersuchungen (Schlachtkörper-, Lebendtieruntersuchung, Knochenwertevergleich)

Nach Diessel et al. [6] finden Phantome hauptsächlich in zwei Bereichen Anwendung. Sie werden einerseits zur Kreuzkalibrierung mehrerer DXA-Scanner oder andererseits zur Langzeitqualitätskontrolle von DXA-Geräten eingesetzt. Ein Phantom, welches sich für einen DXA-Ganzkörperscan eignet, sollte wie folgt konstruiert sein: Es sollte transportabel und mehrfach einsetzbar sein. Der Scanvorgang sowie die Scananalyse müssen standardisiert ablaufen und vom Hersteller vorgeschrieben sein. Das Phantom sollte in seiner Masse variabel und zur Simulation mehrerer Gewebedicken sowie Gewebezusammensetzungen in der Lage sein. Außerdem sollte es Knochensegmente enthalten. Das Material müsste natürlich kostengünstig, stabil, maschinell herstellbar sein und in seinen physikalischen Eigenschaften dem Körpergewebe entsprechen. Das Phantom sollte für Kalibrierungsunterschiede und Alterungsprozesse, welche auch In-vivo-Messergebnisse beeinflussen, empfindlich sein.

Das VCP verwirklicht einige dieser Ziele. Denn es ist durch seine Größe und sein Gewicht praktikabel. Trotzdem ermöglichen die drei Fettkonfigurationen die Einstellbarkeit verschiedener Fettgehaltsstufen. Somit ist das VCP zur Simulation unterschiedlicher Körperfettgehalte in der Lage. Wie in der vorliegenden Arbeit geschehen, konnte durch das Hinzufügen weiterer Knochenäquivalente die Eignung des VCP für einen DXA-Ganzkörperscan weiter verbessert werden. Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, dass die Kombination des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom durchaus sinnvoll ist. Denn Abweichungen zwischen den Messergebnissen des VCP mit und ohne Knochenäquivalent konnten mit der Regressionsanalyse beim GE Lunar berechnet werden. Mit dem Wirbelsäulenphantom wurde im jeweiligen Scanmodus unabhängig von der Fettkonfiguration ein geringerer Fettgehalt gemessen (siehe Regressionsanalyse 3.4.2.5 sowie Diskussion 4.2.2). Mittels t-Test wurde teilweise eine signifikante Differenz der Mittelwerte in Abhängigkeit vom Fettgehalt und Scanmodus nachgewiesen (siehe Mittelwertvergleich 3.4.1.1 sowie Diskussion 4.2.2). Daher ist das Hinzufügen von Knochenäquivalenten zum Weichgewebephantom von großer Bedeutung. Denn durch die Kombination des VCP mit einem Wirbelsäulenphantom ist es zur Untersuchung weiterer Scannereigenschaften fähig. Außerdem könnte das Einsatzspektrum des VCP erweitert werden. Dennoch ist es durch seine vergleichsweise einfache Strukturierung nicht zur Untersuchung der vollständigen Scannereigenschaften in der Lage.

Diessel et al. [6] verglichen Fettgehaltsmessungen eines VCP bei acht verschiedenen DXA-Geräten mit In-vivo-Ergebnissen. Das von Ihnen eingesetzte VCP unterscheidet

sich durch die fünf verschiedenen Weichgewebekompositionen sowie das Fehlen eines Aluminiumkopfes von dem in der vorliegenden Arbeit verwendeten VCP. Der für die DPX-Software benötigte Kopf wurde bei Diessel et al. [6] durch ein GE Lunar Wirbelsäulenphantom simuliert. Die Abweichungen der Phantommesswerte zwischen unterschiedlichen DXA-Scannermodellen eines Herstellers sind nach Diessel et al. [6] mit In-vivo-Messungen vergleichbar. Allerdings wurden bei DXA-Geräten unterschiedlicher Hersteller (GE Lunar und Hologic) mit dem VCP von den In-vivo-Ergebnissen abweichende Beziehungen festgestellt. Daher ist das VCP ausschließlich für die genaue Bestimmung der Fettkalibrierung von DXA-Geräten und zur Kreuzkalibrierung zwischen DXA-Geräten eines Herstellers geeignet. Für eine exakte Kreuzkalibrierung zwischen DXA-Geräten verschiedener Hersteller werden In-vivo-Messungen benötigt.

Auch in einer Studie von Oldroyd et al. [33] wurden mittels Kreuzkalibrierung Messergebnisse eines VCP mit In-vivo-Ergebnissen verglichen. In dieser Arbeit wurde eine Kreuzkalibrierung zwischen einem GE Lunar DPX-L (Pencilbeam) und einem GE Lunar Prodigy (Fanbeam) durchgeführt. Dabei wurden In-vitro- und In-vivo-Messungen der Weichgewebезusammensetzung zwischen diesen beiden Geräten verglichen. Für die In-vitro-Bestimmung des Fettgehaltes wurde unter anderem ein VCP eingesetzt.

Mit dem GE Lunar DPX-L wurde für alle Fettkonfigurationen des VCP ein signifikant höherer Fettgehalt gemessen. Da für den Fettgehalt in vitro auch ein größerer Kalibrierungsfaktor als in vivo bestimmt wurde, unterscheidet sich somit der von den Messwerten des VCP abgeleitete Korrekturfaktor. Demnach werden für die Kreuzkalibrierung der Weichgewebemessung zwischen diesen beiden DXA-Geräten vom Hersteller GE Lunar weitere Untersuchungen benötigt.

Diese beiden Studien zeigen die Grenzen der Anwendbarkeit des VCP auf. Diessel et al. [6] begründen dies zum einen mit der geringen Masse des VCP und zum anderen mit dem Mangel an Knochenäquivalenten.

Oldroyd et al. [32] untersuchte außerdem die Anwendbarkeit eines weiteren, anders gebauten Ganzkörperphantoms, welches zusätzlich Knochenäquivalente enthält.

In dieser Studie wurden Messungen eines Ganzkörperphantoms, bestehend aus einem „Aluminiumskelett“, destilliertem Wasser und Kunststoff-Containern mit In-vivo-Ergebnissen verglichen. Das Phantom wurde bei zwei verschiedenen DXA-Geräten des Herstellers GE Lunar eingesetzt. Mit diesem Phantom konnte eine mit in vivo vergleichbare Kurzzeitpräzision bestimmt werden. Außerdem sind die mit dem Phantom ermittelten Unterschiede zwischen beiden DXA-Geräten ebenfalls mit den Geräteabweichungen aus der In-vivo-Studie vergleichbar. Somit ist solch ein Phantom für den Austausch von DPX-Scannern einsetzbar.

Daher eignet sich das Phantom, genauso wie das VCP nach Diessel et al. [6] auch für die Kreuzkalibrierung von Weichgewebemessungen zwischen verschiedenen DXA-Scannern eines Herstellers.

Auch die Einsetzbarkeit von Wirbelsäulenphantomen zur Kreuzkalibrierung des Knochenmineralgehaltes ist nicht immer möglich. Blake [4] zeigt in seiner Arbeit, dass solche Phantommessungen bei der Erneuerung von DXA-Scannern irreführen können. Er untersuchte die Anwendbarkeit eines „Hologic spine phantom“ zur Kreuzkalibrierung des Knochenmineralgehaltes zwischen einem Hologic QDR-2000 und einem QDR plus. Die Genauigkeit dieser Kreuzkalibrierung wurde mit Hilfe von In-vivo-Messungen sowie durch Messungen mit dem „European spine phantom“ (ESP) überprüft. Nach einer sechswöchigen Anwendung des „Hologic spine phantom“ zur Qualitätskontrolle wurde bei den In-vivo-Messungen des Knochenmineralgehaltes ein systematischer Fehler zwischen beiden Geräten von über 2% ermittelt. Die Ergebnisse mit dem ESP entsprachen eher den In-vivo-Messungen. Zu große Unterschiede zwischen der Morphologie des „Hologic spine phantom“ und dem menschlichen Körper sowie Unterschiede zwischen beiden DXA-Geräten wurden als Ursachen für diese Ergebnisse in Betracht gezogen. Daraus resultierend wurde die große Bedeutung von In-vivo-Messungen zur Kreuzkalibrierung bei der Erneuerung von DXA-Scannern betont.

Diese Studien zeigen, dass sowohl Abweichungen zwischen Weichgewebeergebnissen des VCP als auch zwischen Knochenmineralergebnissen von Wirbelsäulenphantomen im Vergleich zu In-vivo-Ergebnissen existieren.

Die in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Phantomkombination aus Weichgewebephantom und Knochenäquivalent erscheint zwar für die Erfassung von Geräteunterschieden zweier DXA-Scanner verschiedener Hersteller zweckmäßig. Trotzdem wird der Fettgehalt im knochenhaltigen Weichgewebe nach einer für den Menschen typischen Weichgewebeverteilung berechnet [30]. Ob daher die homogene Weichgewebeverteilung des Phantoms Auswirkungen auf die Weichgewebemessung im Vergleich zu In-vivo-Messungen besitzt, müsste in weiteren Untersuchungen geklärt werden. Folglich erscheint ein Vergleich der in der vorliegenden Arbeit berechneten Regressionsgeraden für den Abgleich von Fettgehaltsmessungen zwischen dem GE Lunar DPX-IQ und dem Norland XR 26 mit In-vivo-Messungen sinnvoll.

Ebenfalls könnte in einer weiteren Arbeit abgeprüft werden, inwieweit sich diese Phantomkombination zwischen einem Weichgewebephantom in Form des VCP und einem GE Lunar-Wirbelsäulenphantom zur Kreuzkalibrierung von Knochenmineralergebnissen eignet.

## 4.5 Allgemeine Schlussfolgerungen

Aufgrund der in der vorliegenden Arbeit ermittelten, präzisen und genauen Messergebnisse des VCP beim DXA-Scanner GE Lunar DPX-IQ ist das VCP für die Kalibrierung des Fettgehaltes bei DXA-Geräten dieser Art geeignet.

Allerdings ist seine Anwendbarkeit zur Kreuzkalibrierung von DXA-Scannern verschiedener Hersteller durch eine ungenügende Simulation von Skelettanteilen begrenzt. Ursächlich dafür ist die Verwendung unterschiedlicher Berechnungsmethoden für die Fettge-

haltsbestimmung in knochenhaltigem Weichgewebe verschiedener DXA-Gerätehersteller. Daher ist eine Kreuzkalibrierung zwischen DXA-Geräten verschiedener Hersteller nur mit Knochenäquivalent sinnvoll (Diessel et al. [6]).

Da in der vorliegenden Arbeit eine Kombination des VCP mit einem Wirbelsäulenphantom ebenfalls präzise und genaue Messergebnisse beim GE Lunar erzielte, ist diese Phantomkombination zweckmäßig. Trotzdem wichen erwartungsgemäß diese Messungen von den Ergebnissen ohne Knochenäquivalent ab, denn mit Wirbelsäulenphantom wurde im jeweils gleichen Scanmodus ein geringerer Fettgehalt bestimmt. Folglich werden durch das Hinzufügen von Knochengewebe auch die Weichgewebeergebnisse beeinflusst. Demzufolge wird auch ein Phantom mit einem Knochenäquivalent für DXA-Weichgewebemessungen benötigt.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Phantomkombination zwischen einem VCP und einem Wirbelsäulenphantom scheint daher die Erkennung von gerätetypischen Auswirkungen des Knochengewebes auf Weichgewebeergebnisse zu ermöglichen.

Obwohl die Herstellerangabe lediglich Messungen des VCP ohne Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar darstellen, ist die Genauigkeit der Fettgehaltsmessungen der Phantomkombination beim Norland XR26 mit den in einer Studie von Diessel et al. [6] ermittelten Ergebnissen eines GE Lunar Expert vergleichbar. Die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse ist zwar gegenüber dem GE Lunar DPX-IQ geringer, dies ist aber wahrscheinlich durch die manuelle Positionierung der „regions of interest“ beim „Ganzkörpermodus“ des Norland XR26 bedingt. Daher ist diese Phantomkombination insbesondere beim „Forschungsmodus“ des Gerätes mit einer möglichst hohen Auflösung und geringen Scangeschwindigkeit verwendbar.

Da bei den DXA-Geräten beider Hersteller der Scanmodus also die Scangeschwindigkeit und die Auflösung die Fettgehaltsmessung beeinflussen, ist von einem Wechsel des Scanmodus in einer laufenden Studie abzuraten bzw. dieser beim Vergleich von Messergebnissen zu beachten.

Bei den Phantommessungen mit einem Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar DPX-IQ erwiesen sich die Scanmodi „Adult normal“ und „Pediatric large“ als besonders präzise. Ferner wichen alle „Adult“- Scanmodi nur gering von der Herstellerangabe ab.

Beim Norland XR26 ist der „Forschungsmodus“ mit einer hohen Auflösung und niedriger Scangeschwindigkeit dem „Ganzkörpermodus“ zu bevorzugen.

Da die Fettgehaltsmessung des Norland XR26 die Ergebnisse des GE Lunar übersteigen und von der Fettkonfiguration des Phantoms abhängen, sind gerade beim Vergleich von Messungen mit hohem Fettgehalt zwischen beiden Geräten Korrekturfaktoren erforderlich. Denn durch die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Geräteabweichungen zwischen beiden DXA-Scannern ist ein direkter Vergleich von Messergebnissen nicht möglich. Ursachen dafür sind einerseits die unterschiedliche Kalibrierung der Weichge-



webemessung beider Geräte, andererseits die unterschiedlichen Berechnungsmethoden für die Fettgehaltsbestimmung im knochenhaltigen Weichgewebe zwischen den Geräteherstellern (Diessel et al. [6]).

Die in der vorliegenden Arbeit eingesetzte Phantomkombination aus Weichgewebephantom und Knochenäquivalent scheint daher die Erfassung dieser Geräteunterschiede zu ermöglichen. Dennoch basiert nach Nord [30] die Berechnung des Fettgehaltes im knochenhaltigen Weichgewebe auf einer für den Menschen typischen Weichgewebeverteilung. Wie sich die homogene, nicht menschliche Weichgewebeverteilung des Phantoms auf die Ergebnisse auswirkt, müsste in weiterführenden Untersuchungen z.B. durch einen Vergleich der Regressionsgeraden für den Abgleich von Fettgehaltsmessungen zwischen dem GE Lunar DPX-IQ und dem Norland XR26 mit In-vivo-Messungen, geklärt werden.

# Kapitel 5

## Zusammenfassung

Inhalt dieser Arbeit sind die Fettgehaltsmessungen zweier Röntgenabsorptionsmessgeräte verschiedener Hersteller unter Verwendung eines „*Variable Composition Phantoms*“ (VCP) in der Kombination mit einem Wirbelsäulenphantom.

Im Rahmen dieser Messungen kamen das GE Lunar DPX-IQ des Lehr- und Versuchsgutes der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München sowie das Norland XR26 des Forschungsinstitutes für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere (FBN) in Dummerstorf zum Einsatz.

Das Ziel der Arbeit war die Eröffnung der Möglichkeit des Vergleiches von Fettgehaltsmessungen zweier DXA-Geräte unterschiedlicher Hersteller. Dies erfolgte durch die Erfassung der Messgenauigkeit und Präzision der Einzelgeräte durch den Vergleich mit dem angegebenen, standardisierten Fettgehalt des Phantoms. Außerdem wurde die Variation der Ergebnisse durch die Verknüpfung des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar DPX-IQ und damit die Zweckmäßigkeit der eingesetzten Phantomkombination untersucht. Ferner sollte festgestellt werden, ob eine statistische Signifikanz zwischen den Abweichungen beider Röntgenabsorptionsmessgeräte vorliegt.

Bei den Untersuchungen wurde als Versuchsobjekt ein Bio-Imaging-VCP, bestehend aus 4 Acrylblöcken mit dünnen Auflagen aus Acryl und Vinyl und einem Aluminiumkopf verwandt. Durch die Kombination der Acrylblöcke mit den dünnen Auflagen können drei verschiedene Weichgewebekompositionen (Herstellerangabe 8,3 [% – Fett], 22,3 [% – Fett], 43,5 [% – Fett]) simuliert werden.

Die Versuchsmessungen wurden durch die Verknüpfung des VCP mit einem Wirbelsäulenphantom des Herstellers GE Lunar, welches den typischen Bereich der Größe und Dichte einer menschlichen Wirbelsäule imitiert, erweitert.

Bei diesem Versuch wurde die beschriebene Phantom-Kombination unter geeigneter Positionierung mit beiden DXA-Geräten eingescannt und entsprechend analysiert. Die Versuchsreihen wurden jeweils in den verschiedenen Scanmodi der Röntgenabsorptionsmessgeräte durchgeführt.

Während beim Norland XR26 ausschließlich unter Einbeziehung des Wirbelsäulenphantoms gearbeitet wurde, kam das VCP beim GE Lunar DPX-IQ auch ohne Wirbelsäulenphantom zum Einsatz.

Die Messergebnisse wurden gemäß der eingestellten Fettkonfiguration des VCP und des gewählten Scanmodus der DXA-Geräte nach ihrer Genauigkeit und Präzision ausgewertet.

Beim GE Lunar DPX-IQ wurden sowohl mit als auch ohne Wirbelsäulenphantom genaue und präzise Messergebnisse ermittelt. Angesichts der unter anderem in der vorliegenden Arbeit ermittelten Messergebnisse des VCP beim GE Lunar DPX-IQ eignet sich das VCP daher für die Kalibrierung des Fettgehaltes bei DXA-Geräten dieser Art.

Allerdings existieren große Abweichungen von der Herstellerangabe der Messergebnisse des VCP mit dem „Kleintiermodus“ des GE Lunar DPX-IQ (maximal 51,7 [% – Fett]). Ausgehend von diesen Messergebnissen der vorliegenden Studie erscheint die Anwendung der Kleintiersoftware beim GE Lunar DPX-IQ als nicht geeignet.

Die größte Präzision wurde in der Kombination des VCP mit dem Wirbelsäulenphantom beim GE Lunar DPX-IQ mit den Scanmodi „Adult normal“ sowie „Pediatric large“ erzielt (maximale Standardabweichung 0,51). Aufgrund der Beeinflussung der Genauigkeit und Präzision der Fettgehaltsmessung durch den gewählten Scanmodus, ist dieser beim Vergleich von Messergebnissen zu beachten, bzw. bei Langzeitstudien die oben genannten Scanmodi mit der größten Präzision beim GE Lunar DPX-IQ zu verwenden.

Die Kombination aus VCP und Wirbelsäulenphantom ist auch beim Norland XR26 einsetzbar. Denn mit der Phantom-Kombination wurden beim Norland XR26 ebenso genaue und präzise Messergebnisse erzielt.

Da beim Norland XR26 der Forschungsmodus mit hoher Auflösung und geringer Scangeschwindigkeit die präzisesten Messergebnisse (maximale Standardabweichung 0,32) erbrachte, ist diese Geräteeinstellung für wiederholte Messungen sinnvoll.

Weiterhin wurde der Einfluss des Wirbelsäulenphantoms als Knochenäquivalent auf die Fettgehaltsmessung beim GE Lunar DPX-IQ analysiert. Das Wirbelsäulenphantom führte zu einer erwarteten Reduktion des gemessenen Fettgehaltes. Diese wird durch eine Parallelverschiebung der Regressionsgeraden unter Verwendung des Wirbelsäulenphantoms gegenüber den Geraden ohne Knochenäquivalent ersichtlich. Mittels t-Test konnte zumindest teilweise eine signifikante Differenz zum Niveau  $\alpha = 0,05$  zwischen den Mittelwerten der Messergebnisse mit und ohne Wirbelsäulenphantom nachgewiesen werden.

Daher erscheint die im vorliegenden Versuch eingesetzte Kombination zwischen einem VCP und einem Wirbelsäulenphantom zweckmäßig, denn das hinzugefügte Knochenäquivalent beeinflusste teilweise signifikant die Weichgewebeergebnisse. Darüber hinaus wurden bei beiden DXA-Geräten mit der hier verwendeten Phantomkombination sinnvolle Messergebnisse erzielt.

Des Weiteren wurde mittels Regressionsanalyse eine vergleichende Betrachtung der Versuchsreihen beider Messgeräte durchgeführt. Es wurden vor allem die in beiden Instituten maßgeblich genutzten Scanmodi der Geräte miteinander verglichen. Eine direkte Übertragung von Messergebnissen zwischen beiden DXA-Geräten ist ausschließlich bei einem geringen Fettgehalt zwischen den Scanmodi „Pediatric large“ (GE Lunar) und „Ganzkörper“ (Norland) möglich. Ferner wurden für beide DXA-Geräte unterschiedliche Kurvenanstiege der Regressionsgeraden ermittelt. Mit dem Student t-Test konnte zum Teil eine signifikante Differenz (Signifikanzniveau  $\alpha = 0,05$ ) zwischen vergleichbaren Scanmodi beider DXA-Geräte nachgewiesen werden. Angesichts dieser Geräteabweichungen ist ein direkter Vergleich von Messergebnissen zwischen den eingesetzten DXA-Scannern der Hersteller GE Lunar und Norland nicht möglich. Aus diesem Grunde sind gerade beim Vergleich von Messungen mit hohem Fettgehalt die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Korrekturfaktoren erforderlich. Durch diese Faktoren wird die Möglichkeit eröffnet, Fettgehaltsmessungen zweier DXA-Geräte unterschiedlicher Hersteller (GE Lunar und Norland) miteinander zu vergleichen. Dennoch müsste in weiterführenden Untersuchungen geklärt werden, inwieweit sich die mit der Phantomkombination bestimmten Regressionsgeraden für den Abgleich von Fettgehaltsmessungen zwischen dem GE Lunar DPX-IQ und dem Norland XR26 durch die homogene Weichgewebeverteilung von In-vivo-Messungen unterscheiden.

# Summary

## **Evaluation of the accuracy of a Norland XR26 DXA system in comparison with a GE Lunar DPX-IQ applying a modified *variable composition phantom***

The subject of this paper are fat content measurements carried out by two dual energy X-ray absorptiometry (DXA) instruments from different manufacturers applying a “variable composition phantom” (VCP) combined with a spine phantom.

These measurements made use of the GE Lunar DPX-IQ of the “Lehr- und Versuchsgut“ of the Veterinary Faculty of the “Ludwig-Maximilians-University“ Munich as well as the Norland XR26 of the “Forschungsinstitut für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztier(e)“ (FBN, Research Institute for the Biology of Farm Animals) in Dummerstorf.

The aim of this study was to allow the comparison of fat content measurements by two dual-energy X-ray absorptiometry instruments from different manufacturers. This goal was reached by acquisition of accuracy and precision of each DXA scanner comparing the given standardized fat content of the phantom. Furthermore, the variation of the measurements of the GE Lunar DPX-IQ was investigated by combining the VCP with the spine phantom, verifying the suitability of this phantom composition. Moreover, it was intended to determine whether a statistical significance between the deviations of both DXA devices exists.

In this study a Bio-Imaging-VCP, consisting of 4 acrylic blocks with thin sheets of acrylic and vinyl and an aluminum head, was used. The various combinations of the acrylic blocks with the thin sheets simulate three different soft tissue compositions (8.3 [% – fat], 22.3 [% – fat], 43.5 [% – fat]).

The measurements were expanded by combining the VCP with a GE Lunar spine phantom, which imitates the typical size and density of a human spinal column.

At this experiment the described phantom combination was scanned and analyzed with both DXA devices. The series of experiments were executed in the various scan modes of each DXA scanner.

The VCP was used only in combination with the spine phantom for the Norland XR26, whereas the VCP for the GE Lunar DPX-IQ was also applied without a spine phantom.

The results of the measurements were evaluated in compliance with each soft tissue composition of the VCP and with the chosen scan mode of the DXA devices, analyzing their accuracy and precision. Accurate and precise results for the GE Lunar DPX-IQ were determined both with and without the spine phantom. Considering the results of the VCP for the GE Lunar DPX-IQ, it is suitable for fat calibration of DXA devices of this type.

However, considerable deviations of the GE Lunar “small animal“- mode results exist from the nominal fat values provided by the manufacturer (maximum 51.7 [% – fat]). Due to the measuring results of this study the application of the “small animal“- software seems unsuitable.

The highest precision of the fat content measurements of the VCP in combination with the spine phantom was observed in using the modes “adult normal“ and “pediatric large“ for the GE Lunar DPX-IQ (maximum standard deviation 0.51). For comparing measuring results it is important to give heed to the scan mode because the chosen scan mode influences accuracy and precision. That is why the above-mentioned scan modes with the highest precision should be applied for the GE Lunar DPX-IQ for long-term studies.

The combination of the VCP with the spine phantom is also usable for the Norland XR26 since for the Norland XR26 accurate and precise measuring results were achieved with this phantom composition.

Since the Norland XR26 “research“- mode with high resolution and slow scan speed produces the most precise results (maximum standard deviation 0.32), this setting of the scanner is useful for long-term studies.

In addition, the influence of the spine phantom as a bone equivalent on the fat content measurements was analyzed using the GE Lunar DPX-IQ. The spine phantom led to an expected reduction of the measured fat content which is documented by a parallel shift between the regression lines with and without the application of a spine phantom. With the help of Students t-test a significant difference at the level  $\alpha = 0.05$  between the mean values of the measuring results with and without a spine phantom could at least be partially verified.

This partly implies the influence of the added bone equivalent to the soft tissue results. Therefore, the used combination of the VCP with the spine phantom seems practical. Moreover, the phantom composition of this study produced useful results for both DXA devices.

Furthermore, the series of experiments of both DXA instruments were compared by means of regression analysis. Particularly the scan modes used mostly in both institutes were compared. Between both DXA devices a direct transfer of measuring results is only possible between the scan modes “pediatric large“ (GE Lunar) and “Ganzkörper“ (Norland) at a low fat content level ( $\leq 25\%$ ). Further, different slopes of the regression

lines for both DXA instruments were found. Using Students t-test a significant difference at the level  $\alpha = 0.05$  between comparable scan modes of the both DXA devices could be partially verified. Considering these deviations, a direct transfer of measuring results is not possible between the applied DXA scanners from the manufacturer GE Lunar and Norland. For this reason the regression coefficients which were calculated in this study are essential, especially for the comparison of measurements with high fat content. These regression coefficients allow the comparison of fat content measurements by two DXA instruments from different manufacturers. In spite of this fact, further studies have to investigate to what extent the calculated regression lines of the phantom composition differ from in vivo measurements due to the homogeneous soft tissue distribution of the VCP.

# Literaturverzeichnis

- [1] Abrahamsen, B., J. Gram, T.B. Hansen, H. Beck-Nielsen. *Cross Calibration of QDR-2000 and QDR-1000 Dual-Energy X-Ray Densitometers for Bone Mineral and Soft-Tissue Measurements*. Bone Vol. 16 (1995), 385-390
- [2] Allen, P., K.A. Leymaster. *Machine error in x-ray computer tomography and its relevance to prediction of in vivo body composition*. Livest. Prod. Sci. Vol. 13 (1985), 383-398
- [3] BiAS. <http://www.bias-online.de>
- [4] Blake, G.M. *Replacing DXA Scanners: Cross-Calibration with Phantoms May Be Misleading*. Calcif Tissue Int. Vol. 59 (1996), 1-5
- [5] Borsook, H., J.W. Dubnoff. *The hydrolysis of phosphocreatine and the origin of urinary creatine*. J. Biol. Chem. Vol. 168 (1947), 493
- [6] Diessel, E., T. Fuerst, C.F. Njeh, F. Tyllavsky, J. Cauley, M. Dockrell, H.K. Genant. *Evaluation of a new body composition phantom for quality control and cross-calibration of DXA devices*. Journal of Applied Physiology Vol. 89 (2000), 599-605
- [7] Gillette-Guyonnet, S., S. Andrieu, F. Nourhashemi, C. Cantet, H. Grandjean, B. Vellas. *Comparison of bone mineral density and body composition measurements in woman obtained from two DXA instruments*. Mechanisms of Ageing and Development Vol. 124 (2003), 317-321
- [8] Grier, S.J., A.S. Turner, M.R. Alvis. *The Use of Dual-Energy X-Ray Absorptiometry in Animals*. Investigative Radiology Vol. 31 (1996), 50-62
- [9] Guo, Y., P.W. Franks, T. Brookshire, A. Tataranni. *The intra- and inter-instrument reliability of DXA based on ex vivo soft tissue measurements*. Obes. Res. Vol. 12 (2004), 1925-1929
- [10] Houghton, P.L., L.M. Turlington *Application of ultrasound for feeding and fishing animals: a review*. J. Anim. Sci. Vol. 70 (1992), 930-941
- [11] Introduction for Using the Bio-Imaging VCP-Phantom



- [12] Iwashita, Y., T. Yamamuro, R. Kasai, T. Kitsugi, T. Nakamura, H. Okumura, T. Kokubo. *Osteoconduction of bioceramics in normal and osteopenic rats: Comparison between bioactive and bioinert ceramics*. J. Appl. Biomaterials Vol. 3 (1992), 259-268
- [13] Jaber, S., B.Y. Klein, I. Leichter, H. Ben-Bassat, I. Gal, M. Liebergall, D. Segal. *Tibial implantat mineralization in rats is inversely related to serum osteogenic capacity*. Bone Vol. 16 (1995), 81-84
- [14] Johanssen, A.G., A. Forslund, A. Sjödin, H. Mallmin, L. Hambræus, S. Ljunghall. *Determination of body composition: A comparison of dual energy x-ray absorptiometry and hydrodensitometry*. Am. J. Clin. Nutr. Vol. 57 (1993), 323-326
- [15] Kissebah, A.H., N. Vydelingum, R. Murray, D.J. Evans, A.J. Hartz, R.K. Kalkhoff, P.W. Adams. *Relation of body fat distribution to metabolic complications of obesity*. J. Clin. Endocrinol. Metab. Vol. 54 (1982), 254-260
- [16] Kistorp, C.N., O.L. Svendsen. *Body Composition Results by DXA Differ with Manufacturer, Instrument Generation and Software Version*. Appl. Radiat. Isot. Vol. 49 (1998), 515-516
- [17] Kowoma. <http://www.kowoma.de/gps/zusatzerklaerungen/Praezision.htm>
- [18] Laskey, M. Ann (1995). *Dual-Energy X-Ray Absorptiometry and Body Composition*. Nutrition Vol. 12 (1996), 45-51
- [19] Lukaski, H.C., P.E. Johnson, W.W. Bolonchuk, G.I. Lykken. *Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body*. Am. J. Clin. Nutr. Vol. 41 (1985), 810-817
- [20] Lunar Corporation. *Lunar DPX-IQ Bedienungsbandbuch*. Madison, USA (1998)
- [21] Madsen, O.R., J.E.B. Jensen, O.H. Sørensen. *Validation of a dual energy X-ray absorptiometer: measurement of bone mass and soft tissue composition*. European Journal of Applied Physiology Vol. 75 (1997), 554-558
- [22] Mazess, R.B., H.S. Barden, J.P. Bisek. *Dual-energy x-ray absorptiometry for total-body and regional bone mineral and soft-tissue composition*. Am. J. Clin. Nutr. Vol. 51 (1990), 1106-1112
- [23] Mazess, R.B., J.A. Trempe, J.P. Bisek, J.A. Hanson, D. Hans. *Calibration of dual-energy x-ray absorptiometry for bone density*. J. Bone Miner. Res. Vol. 6 (1991), 799-806
- [24] Mitchell, A.D., Armin M. Scholz. *Techniques for Measuring Body Composition of Swine (chapter 41)*. Swine Nutrition - 2nd ed., edited by A.J. Lewis and L. Lee Southern (2001), 917-960

- [25] Mosheiff, R., B.Y. Klein, I. Leichter, G. Chaimsky, A. Nyska, A. Peyser, D. Segal. *Use of dual-energy x-ray absorptiometry (DXA) to follow mineral content changes in small ceramic implantats in rats*. Biomaterials Vol. 13 (1992), 462-466
- [26] Mühlbach, G. *Repetitorium der Wahrscheinlichkeitsrechnung und Statistik*. Binomi-Verlag (2000)
- [27] Newman, E., A.S. Turner, J.D. Wark. *The potential of sheep for the study of osteopenia: Current status and comparison with other animal models*. Bone Vol. 16 (1995), 277-284
- [28] Nord, R.H., R.K. Payne. *Body composition by dual energy x-ray absorptiometry: a review of the technology*. Asia Pacific J. Clin. Nutr. Vol. 4 (1995), 167-171
- [29] Nord, R.H. *Body Composition Stability in Lunar DPX*. Appl. Radiat. Isot. Vol. 49 (1998), 519-520
- [30] Nord, R.H. *DXA Body Composition Properties: Inherent in the Physics or Specific to Scanner Type?* Appl. Radiat. Isot. Vol. 49 (1998), 517-518
- [31] Norland Medical Systems. *Norland XR Series Operator's Guide*. NY, USA (2000)
- [32] Oldroyd, B., R. Milner, A.H. Smith, M.A. Smith. *A Total Body Phantom for Use with Lunar Dual-energy X-ray Absorptiometers*. Appl. Radiat. Isot. Vol. 49 (1998), 525-526
- [33] Oldroyd, B., A.H. Smith, J.G. Truscott. *Cross-calibration of GE/Lunar pencil and fan-beam dual energy densitometers - bone mineral density and body composition studies*. European Journal of Clinical Nutrition Vol. 57 (2003), 977-987
- [34] Orwoll, E.S., S.K. Oviatt, J.A. Biddle. *Precision of dual-energy x-ray absorptiometry: Development of quality control rules and their application in longitudinal studies*. J. Bone Mineral. Res. Vol. 8 (1993), 693-699
- [35] Park, Y-W., SB. Heymsfield, D. Gallagher. *Are dual-energy X-ray absorptiometry regional estimates associated with visceral adipose tissue mass?* International Journal of Obesity Vol. 26 (2002), 978-983
- [36] Pressemitteilung des Deutschen Bundestages vom 2. Mai 2004. <http://www.bv-tierschutz.de/20306.html>
- [37] Scholz, A., P. Heller, K.-H. Waldmann, P. Wolf, J. Kamphues, M. Förster. *Eignung der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie zur Erfassung der Knochenmineralisierung von Ebern*. Züchtungskunde Vol. 76 (2004), 94-107

- [38] Scholz, A., P. Soffner, E. Littmann, W. Peschke, M. Förster. *Genauigkeit der Dualenergie-Röntgenabsorptiometrie (DXA) zur Ermittlung der Schlachtkörperzusammensetzung von Schweinehälften (kalt, 30-39 kg) anhand der EU-Referenzzzerlegung*. Züchtungskunde Vol. 74 (2002), 376-391
- [39] Stöcker, H. *Taschenbuch der Physik*. Verlag Harri Deutsch (2000)
- [40] Svendsen, O.L., H.W. Hendel, A. Gotfredsen, B.H. Pedersen, T. Andersen. *Are soft tissue composition of bone and non-bone pixels in spinal bone mineral measurements by DXA similar? Impact of weight loss*. Clin. Physiol. & Func. Im. Vol. 22 (2002), 72-77
- [41] Tothill, P., D.W. Pye. *Errors due to non-uniform distribution of fat in dual x-ray absorptiometry of the lumbar spine*. Br. J. Radiol. Vol. 65 (1992), 807-813
- [42] Tothill, P., A. Avenell, J. Love, D.M. Reid. *Comparison between Hologic, Lunar and Norland dual-energy x-ray absorptiometers and techniques used for whole body soft tissue measurements*. Eur. J. Clin. Nutr. Vol. 48 (1994a), 781-794
- [43] Universität Hannover. Lehrgebiet Bioinformatik. <http://www.bioinf.uni-hannover.de>
- [44] Vozarova, B., J. Wang, C. Weyer, P.A. Tataranni. *Comparison of Two Software Versions for Assessment of Body-Composition Analysis by DXA*. Obes. Res. Vol. 9 (2001), 229-232
- [45] Yamauchi, H., K. Kushida, K. Yamazaki, T. Inoue. *Assessment of spine bone mineral density in ovariectomized rats using DXA*. J. Bone Miner. Res. Vol. 10 (1995), 1033-1039

# Abkürzungsverzeichnis

<i>BIA</i>	Bioelektrische Impedanz-Analyse
<i>BMC</i>	Bone mineral content
<i>BMD</i>	Bone mineral density
<i>CAT</i>	Computer-Axial-Tomographie
<i>CT</i>	Computer-Tomographie
<i>DPA</i>	Dual Photonen Absorptiometrie
<i>DXA</i>	Dual Energy X-Ray Absorptiometry
<i>ESP</i>	European spine phantom
<i>eV</i>	Elektronenvolt (Energieeinheit)
<i>FBN</i>	Forschungsinstitut für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere
<i>H</i>	high energy
<i>HU</i>	Hounsfield-Einheiten
<i>L</i>	low energy
<i>MRI</i>	Magnetic Resonance Imaging
<i>MRT</i>	Magnetic Resonance Tomography
<i>NA</i>	Neutronen-Aktivierungs-Analyse
<i>NIR</i>	Nahe Infrarot Spektroskopie
<i>qCT</i>	quantitative Computer-Tomographie
<i>ROI</i>	Regions of interest
<i>RMSE</i>	Root Mean Square Error = Standardschätzfehler
$R_{bone}$	Knochenabschwächungsverhältnis
$R_{st}$	Weichgewebeabschwächungsverhältnis
$R - Square (R^2)$	Bestimmtheitsmaß = Regressionskoeffizient
$R - Wert$	Weichgewebe-Röntgenschwächungskoeffizient
<i>TOBEC</i>	total-body electrical conductivity
<i>VCP</i>	Variable Composition Phantom
<i>vs.</i>	versus

# Abbildungsverzeichnis

2.1	Schematischer Aufbau des Variable Composition Phantom . . . . .	17
2.2	Schematischer Aufbau der Aluminiumwirbelsäule . . . . .	18
2.3	Schematischer Aufbau des VCP (Draufsicht) . . . . .	19
2.4	Schematischer Aufbau des VCP (Seitenansicht) . . . . .	19
2.5	Phantomaufbau . . . . .	20
2.6	Positionierung des VCP für GE Lunar . . . . .	21
2.7	Positionierung des VCP für Norland XR26 . . . . .	21
2.8	Qualitätskontrolle des Norland XR26 DXA-Scanners mit Kalibrierungsstandard und QC-Pantom . . . . .	23
2.9	Festlegung der „regions of interest“ beim „Ganzkörpermodus“ . . . . .	25
3.1	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult normal“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	32
3.2	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult schnell“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	34
3.3	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult screening“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	35
3.4	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric small“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	37
3.5	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric medium“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	38
3.6	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric large“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	40
3.7	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „Detail langsam“ (GE Lunar) . . . . .	41
3.8	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „Detail mittel“ (GE Lunar) . . . . .	43
3.9	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „High Resolution langsam“ (GE Lunar) . . . . .	44
3.10	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für Kleintierganzkörper „High Resolution mittel“ (GE Lunar) . . . . .	45
3.11	Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult normal“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	47

3.12 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult schnell“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	49
3.13 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Adult screening“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	50
3.14 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric small“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	51
3.15 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric medium“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	53
3.16 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Pediatric large“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	54
3.17 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Ganzkörpermodus“ mit Wirbelsäulenphantom (Norland) . . . . .	57
3.18 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $6 \times 6$ [mm] ; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . .	58
3.19 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $6 \times 6$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . .	60
3.20 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $3 \times 3$ [mm] ; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . .	61
3.21 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $3 \times 3$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . .	63
3.22 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $1,5 \times 1,5$ [mm] ; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland)	64
3.23 Vergleich von Referenz- und gemessenem Fettgehalt für „Forschungsmodus“ Auflösung $1,5 \times 1,5$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland)	66
3.24 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult“ ohne Wirbelsäulenphantom . . . . .	71
3.25 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Pediatric“ ohne Wirbelsäulenphantom . . . . .	72
3.26 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult normal“ & „Pediatric large“ ohne Wirbelsäulenphantom . . . . .	73
3.27 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Adult“ mit Wirbelsäulenphantom . . . . .	76
3.28 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen der Scanmodi „Pediatric“ mit Wirbelsäulenphantom . . . . .	77
3.29 Regressionsgeraden mit Konfidenzintervallen ausgewählter Scanmodi von GE Lunar & Norland mit Wirbelsäulenphantom . . . . .	82

# Tabellenverzeichnis

2.1	Parameter der Ganzkörperbilderfassung „Adult“ (GE Lunar) . . . . .	23
2.2	Parameter der Ganzkörperbilderfassung „Pediatric“ (GE Lunar) . . . . .	24
2.3	Parameter der Kleintierganzkörperbilderfassung (GE Lunar) . . . . .	24
2.4	Parameter der Bilderfassung (Norland XR26) . . . . .	24
3.1	VCP-Messergebnisse für „Adult normal“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	31
3.2	VCP-Messergebnisse für „Adult schnell“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	33
3.3	VCP-Messergebnisse für „Adult screening“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	34
3.4	VCP-Messergebnisse für „Pediatric small“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	36
3.5	VCP-Messergebnisse für „Pediatric medium“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	37
3.6	VCP-Messergebnisse für „Pediatric large“ ohne Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	39
3.7	VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper „Detail langsam“ (GE Lunar) . . . . .	40
3.8	VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper „Detail mittel“ (GE Lunar) . . . . .	42
3.9	VCP-Messergebnisse für Kleintierganzkörper „High Resolution langsam“ (GE Lunar) . . . . .	43
3.10	VCP Messergebnisse für Kleintierganzkörper „High Resolution mittel“ (GE Lunar) . . . . .	45
3.11	VCP-Messergebnisse für „Adult normal“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	47
3.12	VCP-Messergebnisse für „Adult schnell“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	48
3.13	VCP-Messergebnisse für „Adult screening“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	49
3.14	VCP-Messergebnisse für „Pediatric small“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	51

3.15 VCP-Messergebnisse für „Pediatric medium“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	52
3.16 VCP-Messergebnisse für „Pediatric large“ mit Wirbelsäulenphantom (GE Lunar) . . . . .	53
3.17 VCP-Messergebnisse für „Ganzkörpermodus“ mit Wirbelsäulenphantom (Norland) . . . . .	56
3.18 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $6 \times 6$ [mm]; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	57
3.19 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $6 \times 6$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	59
3.20 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $3 \times 3$ [mm] ; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	60
3.21 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $3 \times 3$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	62
3.22 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $1,5 \times 1,5$ [mm] ; $v_{Scan} = 60[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	63
3.23 VCP-Messergebnisse für „Forschungsmodus“ Auflösung $1,5 \times 1,5$ [mm] ; $v_{Scan} = 30[\frac{mm}{s}]$ (Norland) . . . . .	65
3.24 Ergebnisse t-Test GE Lunar . . . . .	67
3.25 Charakteristika der Scanmodi . . . . .	68
3.26 Zuordnung der Scanmodi . . . . .	69
3.27 Ergebnisse t-Test Norland vs. GE Lunar . . . . .	70
3.28 Berechnungsvorschrift der GE Lunar Messwerte ohne Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%] . . . . .	74
3.29 Berechnungsvorschrift der GE Lunar Messwerte mit dem Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%] . . . . .	78
3.30 Berechnungsvorschrift der Norland XR26 Messwerte mit dem Wirbelsäulenphantom für den Fettgehalt [%] . . . . .	79
3.31 Vergleich der Regressionskoeffizienten des GE Lunar mit und ohne Wirbelsäulenphantom . . . . .	81



## **DANKSAGUNG**

*An dieser Stelle möchte ich allen danken, die mich bei dieser Doktorarbeit unterstützt und zu deren Gelingen beigetragen haben.*

*Mein besonderer Dank gilt dabei Herrn Priv.-Doz. Dr. Armin M. Scholz für die überaus engagierte fachliche und persönliche Unterstützung während der gesamten Doktorarbeit. Seine große Erfahrung war sowohl bei der Durchführung der Messungen als auch bei der Anfertigung der Dissertation sehr hilfreich.*

*Dem wissenschaftlichen Mitarbeiter des Forschungsinstituts für die Biologie landwirtschaftlicher Nutztiere in Dummerstorf, Herrn Dr. Ulrich Küchenmeister, sowie Herrn Prof. Dr. K. Ender danke ich für die Unterstützung bei der Arbeit mit dem Röntgenabsorptionsgerät Norland XR26.*